

**DIAGNÓSTICO DE LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN EL ENTORNO PACIENTE
EN ÁREAS DE QUIRÓFANOS Y UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS EN
LA CLÍNICA NUESTRA SEÑORA DEL ROSARIO**

VÍCTOR ALFONSO BONILLA CANO

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2011**

**DIAGNÓSTICO DE LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN EL ENTORNO PACIENTE
EN ÁREAS DE QUIRÓFANOS Y UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS EN
LA CLÍNICA NUESTRA SEÑORA DEL ROSARIO**

VÍCTOR ALFONSO BONILLA CANO

**Pasantía para optar al título de
Ingeniero Biomédico**

**Director
FABIOLA M. OBANDO REINA
Ingeniera Electricista
Universidad del Valle**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2011**

Nota de aceptación:

Aprobado por el comité de grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Universidad Autónoma de Occidente para optar al título de Ingeniero Biomédico.

Jurado

Jurado

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa su agradecimiento a:

A Dios y a mi madre Cilia Inés Cano B. por su paciencia y apoyo constante, por haberme colaborado para llegar a esta etapa tan importante de mi vida.

A mi prometida Alejandra Orozco E. por ser uno de los pilares más importantes en mi vida.

La ingeniera Fabiola Obando por su orientación y al ingeniero Ernesto R. Dennis por sus asesorías y constante apoyo.

La directora del programa Paola A. Neuta, por su colaboración y carisma para estar siempre ahí para sus estudiantes.

El ingeniero Pablo Cesar Calvo, por su colaboración, por estar siempre ahí para sus estudiantes.

A Gladis V. Rebellon por su apoyo colaboración durante mi desarrollo profesional.

Agradezco al personal técnico y asistencial Clínica Nuestra Señora del Rosario por su constante apoyo y confianza durante todo el proceso de realización de la pasantía. Agradezco especialmente al departamento de Biomédico de la clínica dirigido por el ingeniero Ricardo Díaz, ingeniero Esneider Rodríguez y la ingeniera Ana María, por su gran confianza y colaboración.

CONTENIDO

	pág.
GLOSARIO	11
RESUMEN	13
INTRODUCCIÓN	14
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
OBJETIVOS	17
OBJETIVO GENERAL	17
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
JUSTIFICACIÓN	18
ANTECEDENTES	21
METODOLOGÍA	23
INVESTIGACIÓN	23
RECONOCIMIENTO DE LAS ÁREAS	23
DISEÑO DE PROTOCOLOS	24
DISEÑO DE FORMATOS	24
IMPLEMENTACIÓN DE LAS HERRAMIENTAS DISEÑADAS	24
ANÁLISIS Y DIAGNÓSTICO DE LA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA EN CUANTO A LA SEGURIDAD ELÉCTRICA	24
DISEÑO DEL MANUAL DE PROCEDIMIENTOS PARA LA EVALUACIÓN DE LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN LA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA	25
CAPACITACIÓN AL PERSONAL ASISTENCIAL Y TÉCNICO SOBRE LA IMPORTANCIA DE LA SEGURIDAD ELÉCTRICA Y EL USO DEL MANUAL DE PROCEDIMIENTOS PARA LA EVALUACIÓN DE LA MISMA EN LA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA	25
1. MARCO TEÓRICO	26
1.1. NORMATIVA PARA EL ENTORNO	26
1.1.1. Norma técnica colombiana-(NTC 2050), sección 517, instituciones de asistencia médica	26
1.1.2. Reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE, Artículo 39	27

1.1.3. <i>National fire protection association - NFPA</i>	27
1.1.4. Sistema de tierra	28
1.1.5. Entorno eléctrico	29
1.2. NORMATIVA PARA EQUIPOS	30
1.2.1. <i>International electrotechnical commission – IEC</i>	30
1.2.2. Límites de corriente recomendados	30
1.2.3. Recomendaciones según la aplicación del equipo y su clasificación	31
1.2.3.1. Clasificación según el tipo de protección contra descargas eléctricas	31
1.2.3.2. Clasificación según el grado de protección contra descargas eléctricas	31
1.2.4. Test de prueba de corrientes de fuga	32
1.2.5. Pruebas más comunes a equipos biomédicos	33
1.2.5.1. Resistencia entre chasis y borne de tierra	33
1.2.5.2. Corriente de fuga de chasis	33
1.2.5.3. Corriente de fuga a entre de terminales de paciente	34
1.2.5.4. Corriente de fuga través terminales de paciente	34
1.2.5.5. Corriente de fuga que circula si apareciera tensión de línea sobre el paciente	34
1.2.5.6. Corriente de fuga a través del conductor de tierra	35
2. ANÁLISIS Y RESULTADOS	38
2.1. PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE TENSIONES EN RECEPTÁCULOS PARA QUIRÓFANOS (1-4)	40
2.1.1. Tensión fase – neutro [V] en quirófanos	41
2.1.2. Tensión fase – tierra [V] en quirófanos	42
2.1.3. Tensión neutro – tierra [V] en quirófanos	43

2.2.	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE MÓDULOS DE TENSIÓN EN RECEPTÁCULOS PARA UCIS (211-228)	44
2.3.	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE MÓDULOS DE RESISTENCIA EN RECEPTÁCULOS PARA QUIRÓFANOS (1-4) Y UCIS (211-228) ENTRE (NEUTRO-TIERRA)	46
2.4.	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE MÓDULOS DE FUERZA MECÁNICA EN RECEPTÁCULOS PARA QUIRÓFANOS (1- 4) Y UCIS (211 - 228)	49
2.5.	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE MÓDULOS DE EQUIPOTENCIALIDAD EN EQUIPOS Y ENTORNO PARA QUIRÓFANOS (1 - 4) Y UCIS (211 - 228)	50
2.6.	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE CORRIENTES DE FUGA DE EQUIPOS BIOMÉDICOS EN QUIRÓFANOS (1 - 4) Y UCIS (211 - 228)	53
2.6.1.	Procedimiento y análisis de corrientes de fuga-resistencia del tercer conductor del cable de alimentación AC en quirófanos	56
2.6.2.	Procedimiento y análisis de corrientes de fuga-resistencia del tercer conductor del cable de alimentación AC en UCI`s	58
3.	CONCLUSIONES	61
4.	RECOMENDACIONES	63
	BIBLIOGRAFÍA	65
	ANEXOS	67

LISTA DE CUADROS

	pág.
Cuadro 1: Corrientes de fuga, IEC 60601-1.	32
Cuadro 2: Resumen de los límites de las corrientes de fuga según ECRI.	33
Cuadro 3: Pruebas para corrientes de fuga.	36
Cuadro 4. Tensiones promedio (fase-neutro) en quirófanos [V]	41
Cuadro 5. Tensiones promedio (fase-tierra) en quirófanos [V]	42
Cuadro 6. Tensiones promedio (neutro-tierra) en quirófanos [V]	43
Cuadro 7. Valor de resistencia promedio (neutro-tierra) en quirófanos [Ω]	47
Cuadro 8. Valor de resistencia promedio (neutro-tierra) en UCIS [Ω]	48
Cuadro 9. Valor de equipotencialidad equipos-entorno en quirófanos [V]	51
Cuadro 10. Especificaciones técnicas de corrientes de fuga	53
Cuadro 11. Especificaciones de tensión	54
Cuadro 12. Especificaciones de resistencia	54
Cuadro 13. Especificaciones de aislamiento	55
Cuadro 14. Cumplimiento y falló de los límites de corrientes de fuga quirófano	57
Cuadro 15. Cumplimiento y falló de los límites de corrientes de fuga UCIS	59

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Comportamiento de cirugias realizadas.	20
Figura 2. Conexión de tomas o receptáculos.	28
Figura 3. Valores de resistencia y tensión de los receptáculos.	29
Figura 4. Circuito corriente de fuga paciente.	34
Figura 5. Circuito corriente de fuga para conductor de tierra.	35
Figura 6. Equipo analizador de seguridad eléctrica.	35
Figura 7. Diagrama de bloques equipo analizador de seguridad eléctrica.	37
Figura 8. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-neutro) en quirófanos [V]	41
Figura 9. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-tierra) en quirófanos [V]	43
Figura 10. Gráfico de barras tensiones promedio (neutro-tierra) en quirófanos [V]	44
Figura 11. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-neutro) en quirófanos [V]	45
Figura 12. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-tierra) en quirófanos [V]	45
Figura 13. Gráfico de barras tensiones promedio (neutro-tierra) en quirófanos [V]	46
Figura 14. Gráfico de barras resistencia promedio (neutro-tierra) en quirófanos [Ω]	48
Figura 15. Gráfico de barras resistencia promedio (neutro-tierra) en UCIS [Ω]	49
Figura 16. Gráfico módulos de equipotencialidad equipos-entorno en quirófanos [V]	51
Figura 17. Gráfico módulos de equipotencialidad equipos-entorno en UCIS [V]	52
Figura 18. Gráfico de barras [%] del cumplimiento y fallo C.F. quirófanos.	57
Figura 19. Gráfico de barras [%] del cumplimiento y fallo C.F. UCI's	59

LISTA DE ANEXOS

	pág.
Anexo A. Inventario de equipos biomédicos de las áreas de quirófanos y unidades de cuidados intensivos de la Clínica Nuestra Señora del Rosario.	67
Anexo B. Ficha técnica para prueba de seguridad eléctrica del entorno paciente, UCI.	70
Anexo C. Ficha técnica para prueba de seguridad eléctrica del entorno paciente, quirófano.	71
Anexo D. Ficha técnica para prueba de seguridad eléctrica, para fuerza mecánica del entorno paciente, quirófano.	72
Anexo E. Ficha técnica para prueba de seguridad eléctrica, para fuerza mecánica del entorno paciente, UCI.	73
Anexo F. Ficha técnica para prueba de seguridad eléctrica, para prueba de equipotencialidad, UCI.	74
Anexo G. Manual de procedimientos para la evaluación de seguridad eléctrica de los equipos electromédicos y el entorno paciente en áreas de quirófanos y unidades de cuidados intensivos en la clínica nuestra señora del rosario	75
Anexo H. Ficha asistencia capacitación personal clínica Nuestra Señora del Rosario	144
Anexo I. Ficha técnica, pruebas de seguridad eléctrica.	146
Anexo J. Valor de equipotencialidad equipos-entorno en UCI's [V]	147
Anexo K. Información, evaluación de fuerza mecánica en receptáculos	153
Anexo L. Tensiones promedio para UCIS	154

GLOSARIO

AMPERE: unidad de medida de la corriente eléctrica.

ANALIZADOR: equipo con el cual se realizan pruebas de medición de los equipos biomédicos.

CAPACITACIÓN: conjunto de procesos organizados, dirigidos con el fin de complementar los conocimientos y las habilidades para mejorar o cambiar actitudes, para así tener un incremento en la capacidad intelectual individual y colectiva en el cumplimiento de la misión institucional.

CORRIENTE DE FUGA: flujo de electrones a través de un medio conductor el cual puede ser el paciente, el equipo o algún medio conductor por el cual ella fluya.

EQUIPO BIOMÉDICO: dispositivo médico operacional y funcional que reúne sistemas, electrónicos, eléctricos, mecánicos e hidráulicos, integrados también con programas informáticos para su buen funcionamiento para ser usados en los seres humanos con el fin de diagnosticar, prevenir, tratar o rehabilitar.

INGENIERÍA BIOMÉDICA: es la rama de la ingeniería en la cual se integra el conocimiento tecnológico con el área de la salud. Su objetivo es estudiar al ser humano desde su comportamiento bioquímico normal, anatómico y fisiológico, con el fin de enfrentar anomalías del mismo, con soluciones tecnológicas; ya sean de tipo electrónico, mecánico o informático. Para así solucionar el problema o mejorar la calidad de vida de los seres humanos.

INGENIERÍA CLÍNICA: es una rama de la ingeniería biomédica que tiene como objetivo resolver problemas, dentro del sistema sanitario, con aplicaciones ingenieriles.

INSTITUCIÓN HOSPITALARIA: entidad prestadora de servicios de salud, la cual se encarga del cuidado de los pacientes

MODELO: es la designación mediante números, letras o por medio de su combinación con la cual se identifica el diseño y la composición de un equipo biomédico.

MULTÍMETRO: instrumento utilizado para mediciones de tensión, corriente y frecuencia en AC-DC.

ohm: unidad de medida de la resistencia eléctrica.

PACIENTE: ser humano el cual se encuentra bajo tratamiento, observación, procedimiento y control médico.

PROCEDIMIENTO: forma concreta en la cual se llevan a cabo diversas actividades de inspección y de control.

PRECAUSIONES: son medidas de seguridad que deben cumplir todos los dispositivos médicos.

QUIRÓFANO: área de una institución hospitalaria en la cual se realizan procedimientos invasivos y de reanimación, cuenta con equipos biomédicos especializados y de gran compromiso con el paciente.

RESISTENCIA: oposición al paso de la corriente eléctrica y su unidad de medida es ohm.

SEGURIDAD: característica de un dispositivo médico, el cual permite su uso sin causar efectos adversos.

UCI: unidad de cuidados intensivos, área en la cual se realizan procesos de reanimación vital de seres humanos, cuenta con equipos biomédicos de soporte de vida.

volt: unidad de medida de la tensión eléctrica.

RESUMEN

Actualmente las instituciones hospitalarias, ya sean de índole privado o público, han comprendido la importancia de la seguridad eléctrica en el área clínica del cuidado del paciente; por tal motivo es de gran valor utilizar la normativa internacional y nacional vigente, con el fin de mejorar las condiciones que rodean al paciente y a la tecnología biomédica

Este proyecto diagnostica el estado actual del entorno y los equipos en cuanto a seguridad eléctrica de la Clínica Nuestra Señora del Rosario en las áreas críticas (Quirófanos y Unidades de Cuidados Intensivos) por medio de una serie de pruebas de seguridad eléctrica en los equipos biomédicos y el entorno del paciente, tomando como base los estándares establecidos en la normativa vigente que rigen en el ámbito nacional e internacional.

Como resultado se obtiene información que permite evidenciar el estado actual en cuanto a la seguridad eléctrica del entorno paciente y dar recomendaciones para mejorar la seguridad eléctrica del entorno y de los equipos biomédicos. Adicionalmente se entrega un manual con protocolos de fácil seguimiento que le servirá a la institución como herramienta de capacitación del personal asistencial encargado de realizar las pruebas y para que continúen efectuando el procedimiento de forma periódica.

INTRODUCCIÓN

Actualmente, para las instituciones hospitalarias lo primordial es ofrecer a sus usuarios una atención de calidad así como también brindarles a sus pacientes una excelente seguridad en los servicios prestados; por tal motivo, es de gran importancia diagnosticar el correcto funcionamiento de los dispositivos empleados en los pacientes. En este aspecto se le debe dar prioridad a la solución de los problemas referentes a la seguridad eléctrica de los equipos biomédicos; por lo antes mencionado a nivel internacional y nacional se han creado normas de estricto cumplimiento. Allí es donde entra a ser partícipe el ingeniero biomédico, gracias a todos los conocimientos que este posee en el campo de la seguridad eléctrica de los dispositivos biomédicos.

Hoy por hoy las instituciones hospitalarias, ya sean de índole privado o público, han comprendido la importancia de la seguridad eléctrica en el área clínica dentro del cuidado del paciente; por tal motivo es de gran valor utilizar la normativa internacional y nacional vigente para tener un parámetro de referencia del riesgo potencial relacionado con el uso de la energía eléctrica; acorde a la combinación de ciertos criterios tales como, duración del contacto con el cuerpo y grado de invasión de los dispositivos biomédicos¹.

Por tal motivo en este proyecto se busca diagnosticar el entorno y los equipos en cuanto al estado de la seguridad eléctrica ya que esta herramienta sirve para establecer políticas de mejora en el entorno y se ayuda a reducir los riesgos que se pueden presentar al interior de la institución hospitalaria en donde se pueden ver afectados los seres humanos, la tecnología y el entorno. Se busca evaluar y diagnosticar las condiciones que rodean a los pacientes y al personal asistencial de la institución hospitalaria por medio de una serie de pruebas de seguridad eléctrica en los equipos biomédicos y el entorno en el cual estén ubicados; tanto en Unidades de cuidados intensivos (UCIs) y quirófanos.

Por otro lado también se debe proteger las instalaciones, dispositivos médicos, mobiliario y medio ambiente, así como el buen nombre de la institución y el de sus profesionales. Ya que con los análisis generados se puede identificar los posibles riesgos previos a que se produzca un incidente adverso, con el fin de que la clínica conozca los potenciales riesgos a los que se exponen los pacientes.

¹ RODRÍGUEZ, D., Manual de Ingeniería Clínica, SCB. Ciudad de La Habana, Cuba, 2007.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El conocimiento de la situación en la cual se encuentra la clínica Nuestra Señora del Rosario en cuanto a seguridad eléctrica del entorno del paciente y de los equipos biomédicos es el principal interrogante de este proyecto de grado, por lo tanto la pregunta sería la siguiente: ¿Cual es el estado actual en cuanto a la seguridad eléctrica del entorno del paciente en las áreas críticas de la Clínica Nuestra Señora del Rosario?

La solución a esta incógnita se puede brindar con el diagnóstico de la seguridad eléctrica en el entorno paciente, en áreas de quirófanos y unidades de cuidados intensivos, por medio de la verificación de las instalaciones eléctricas en dichas áreas para así cuantificar los posibles riesgos y eventos adversos que se pueden presentar asociados a la seguridad eléctrica en las áreas mencionadas por el uso de la energía eléctrica.

La verificación de las instalaciones eléctricas y de los equipos biomédicos es una actividad que se debe desarrollar de forma periódica para minimizar el riesgo eléctrico al que puede estar sometido el paciente, los operarios, el personal asistencial y desde luego el equipo y la institución.

Las unidades de cuidados intensivos (UCI's) y los quirófanos, son áreas donde los pacientes están sometidos a una gran variedad de procedimientos, algunos invasivos y donde se requiere la intervención del equipo biomédico ya sea como apoyo de vida, diagnóstico o terapia, por lo tanto las instalaciones, los equipos y el entorno deben cumplir con una serie de procedimientos y pruebas enfocadas a disminuir el riesgo eléctrico.

La Clínica Nuestra Señora del Rosario brinda atención en sus servicios hospitalarios a pacientes que requieren internación intrahospitalaria para tratamiento médico en las especialidades de medicina interna, medicina familiar, Pediatría, Gastroenterología, Neuropsicología, hematología y oncohematología y fonoaudiología entre otras, la proporción de estos pacientes con relación al total de usuarios atendidos corresponde al 50 %, con una mayor participación de pacientes que requieren tratamiento por medicina interna. En el servicio se atiende en promedio un 15 % de pacientes que requieren atención de especialidades quirúrgicas como cirugía general, cirugía pediátrica, cirugía cardiovascular, ginecoobstetricia, urología y otorrinolaringología; el 35 % de los usuarios restantes corresponden a patologías de trauma, de las cuales un 25 % corresponde a usuarios que requieren atención por la especialidad de ortopedia

y un 10 % restantes de otras especialidades relacionadas con trauma como neurocirugía, cirugía plástica y cirugía maxilofacial.

El nivel de complejidad en los servicios brindados se encuentra entre medio y alto, siendo focalizado este ultimo en los usuarios que requieren atención en la unidad funcional UCI por traumas craneoencefálicos derivados de accidentes de tránsito.

La institución atiende todos los grupos etéreos en el servicio de hospitalización, con una menor proporción de usuarios menores de 14 años; en el servicio de UCI no se brinda atención a menores de 14 años ya que no se cuenta con UCI pediátrica.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la seguridad eléctrica en el entorno paciente en áreas críticas de la Clínica Nuestra Señora del Rosario.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar revisión bibliográfica y un estudio de la normativa vigente referente a la seguridad eléctrica.
- Realizar el reconocimiento de las áreas y los equipos a evaluar.
- Diseñar los protocolos a seguir para realizar las pruebas de seguridad eléctrica junto con los formatos para la recolección de la información.
- Aplicar las herramientas diseñadas.
- Realizar el análisis de la institución hospitalaria en cuanto a la seguridad eléctrica.
- Diseñar un manual de procedimientos para la evaluación de la seguridad eléctrica en la institución hospitalaria.
- Capacitar al personal técnico y asistencial de la institución hospitalaria en seguridad eléctrica y en el uso del manual de procedimientos para la evaluación de la seguridad eléctrica.

JUSTIFICACIÓN

La electricidad supone progreso y bienestar, pero siempre habrá riesgo para las personas y bienes, si se carece de los conocimientos o los protocolos necesarios para su correcta utilización, y es necesario tener en cuenta que la probabilidad de que un accidente eléctrico sea grave o mortal es elevada.

Uno de los posibles riesgos derivados del uso de la electricidad, es el contacto de las personas con la corriente eléctrica.

El cuerpo humano, por su composición química, es un elemento conductor y cuando se le aplica una diferencia de potencial, circula por él corriente, esta puede desencadenar tres fenómenos en el organismo los cuales son: estimulación eléctrica del tejido excitable (nervios y músculos), calentamiento resistivo del tejido y quemaduras electroquímicas y daño al tejido ya sea por corriente directa o tensiones muy altas².

Esto implica que es la intensidad de la corriente eléctrica el factor físico que condiciona el mayor o menor efecto sobre el organismo, por lo que las medidas de prevención y protección adoptadas para proteger a las personas contra estos riesgos tienen por objeto impedir que queden sometidas al paso de una corriente eléctrica peligrosa.

Estadísticas realizadas en países desarrollados testifican que el 21 % de los accidentes hospitalarios son ocasionados por la tecnología médica, entre esta, los equipos biomédicos los cuales deben tener programa de mantenimiento preventivo y predictivo, esto disminuiría los tiempos de fuera de servicio del equipo, con la consecuente no-prestación del servicio de salud. Por lo tanto, se deduce que los costos serían menores y con calidad superior³.

Un estudio que se realizó en la universidad de Harvard arrojó los siguientes porcentajes respecto a los incidentes que ocurren en instituciones hospitalarias,

² RODRÍGUEZ, D. y OBANDO, F. Material de la asignatura de ingeniería clínica I. Cali, Colombia: Universidad Autónoma de Occidente, 2008.

³ *La Gerencia en la Administración del Mantenimiento Hospitalario*. (En: sme.uni.edu-pe/MHospitalario.htm).

el 4 % de los usuarios sufre algún tipo de daño en el hospital; el 70 % de los eventos adversos provoca una incapacidad temporal y el 14 % de los incidentes son mortales. El Departamento de Salud del Reino Unido, en su informe de 2000, *An organization with a memory*, estimó que se producen eventos adversos en cerca de 10 % de las hospitalizaciones, o alrededor de 850.000 eventos adversos al año. El Quality in Australian Health Care Study (QAHCS) publicado en 1995 halló una tasa de eventos adversos del 16,6 % entre los usuarios de los hospitales. El Grupo de Trabajo sobre la Calidad de la Atención Hospitalaria de Hospitales para Europa en 2000 estimó que uno de cada diez usuarios de los hospitales europeos sufre daños que se pueden evitar y efectos adversos ocasionados por los cuidados recibidos^{4, 5, 6}.

Este proyecto se desarrolla con el fin de diagnosticar la seguridad eléctrica en el entorno paciente, en áreas de quirófanos y unidades de cuidados intensivos. Para así cuantificar los posibles riesgos y eventos adversos que se pueden presentar en cuanto a seguridad eléctrica en dichas áreas.

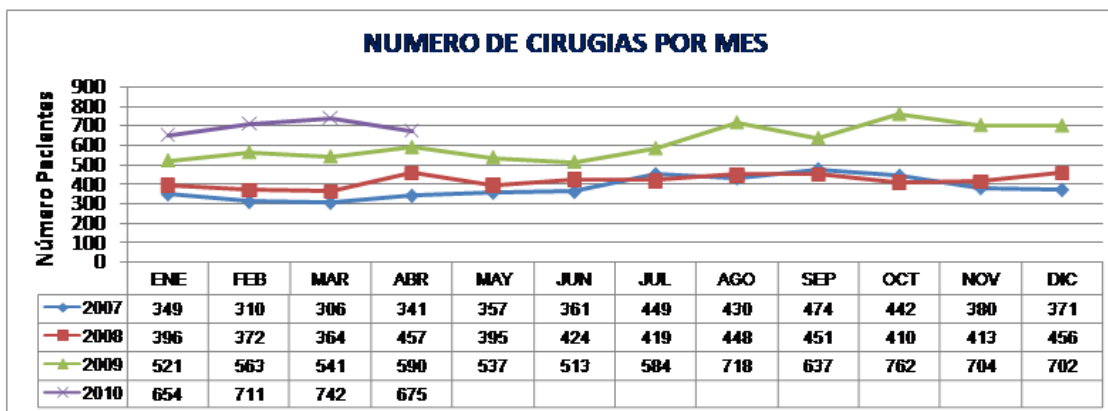
Los pacientes y el personal asistencial que opera los equipos en una unidad de cuidados intensivos y en un quirófano tienen mayor susceptibilidad a ciertas condiciones de riesgo eléctrico, es de resaltar que la institución hospitalaria en la que se desarrolló este proyecto, fue una casa residencial la cual se modificó para funcionar como una clínica con un nivel de complejidad medio y alto en los servicios brindados. Se focaliza en usuarios que requieren atención en la unidad de cuidados intensivos, UCI, por traumas Craneoencefálicos derivados de accidentes de tránsito del municipio de Cali. Por lo antes mencionado surge la necesidad de tener las precauciones necesarias bajo los procedimientos de entorno, instalación y seguridad de los equipos con el fin de generar garantías de seguridad eléctrica y calidad en los servicios prestados a la comunidad por parte de la institución hospitalaria.

⁴ Nuestro sistema de la salud pone en peligro a los pacientes. [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: <http://www.patientprotect.com/es/danger.html>

⁵ COSTA, Pau. Iniciativa española para detectar y prevenir los errores médicos [En línea]. España: 2001. [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: <http://www.elpais.es/suplementos/salud/20010619/31iniciativa.html>

⁶ Organización Mundial de la Salud. Calidad de la atención: seguridad del usuario. Informe de la Secretaría 1. 109ª Reunión Comité Ejecutivo. [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: www.who.int/gb/EBWHA/PDF/EB109/seb1099.pdf

Figura 1. Comportamiento de cirugías realizadas.



Fuente: Informe de autoevaluación estándares IPS hospitalarios Parte 1 perfil de la institución, Clínica Nuestra Señora del Rosario, Cali.

La figura 1 muestra el comportamiento del número de cirugías realizadas por mes en el periodo comprendido entre el 2007 al 2010, se presentó un comportamiento muy similar entre el 2007 y el 2008; en el segundo semestre del 2009 se presenta una tendencia positiva en el indicador, con un incremento del 39 % con relación al 2008, el cual se atribuye al aumento en la demanda de los pacientes de trauma, de allí la importancia de tener un diagnóstico de la seguridad eléctrica en quirófanos y unidades de cuidados intensivos.

ANTECEDENTES.

A partir 1970, se ha venido demostrando la importancia de la seguridad eléctrica de los equipos empleados en el cuidado del paciente, y ha sido muy importante, resolver los problemas de seguridad eléctrica asociados con los equipos biomédicos; de este modo se han creado normas y especificaciones de estricto cumplimiento para fundamentar los procesos de seguridad⁷. Por otro lado la formación en ingeniería biomédica no era muy relevante, por los principios físicos que regían el funcionamiento de los dispositivos médicos, eran fácilmente comprensibles por cualquier especialista mediante un entrenamiento no muy complejo. Entre los equipos médicos más sofisticados se encontraban aquellos que para su funcionamiento empleaban la electricidad y/o alguna otra fuente de radiación electromagnética, tal como los electrocardiógrafos, las lámparas de fototerapia y los equipos de rayos X, situación que se mantuvo hasta finales de la Segunda Guerra Mundial^{8,9}.

Consecutivamente, la innovación y el avance de la tecnología permitió el surgimiento de nuevos dispositivos para diagnóstico y tratamiento los cuales involucran una fuente eléctrica para mantenerlos en funcionamiento: los elementos para medir flujo se adaptaron para realizar mediciones respiratorias y circulatorias, las técnicas de radar y sonar se adaptaron a la imagenología médica y surgió el ultrasonido, las técnicas planimétricas contribuyeron al desarrollo de la Tomografía Lineal, y con el avance de la computación a la tomografía axial computarizada. Para los años 70 ya había numerosos dispositivos médicos, lo cual obligó al gobierno Americano (USA) a crear y establecer regulaciones para el control de los mismos, con el fin de garantizar a los usuarios la seguridad y efectividad de los equipos médicos¹⁰.

Para los años 90, se daba una estimación de que existían más de 50 000 equipos biomédicos diferentes, y que la tasa de crecimiento era de 5 000 nuevos equipos anualmente. Eso corresponde a una tasa de crecimiento del

⁷ Procedimiento de inspección y mantenimiento preventivo seguridad eléctrica de los equipos electromédicos, Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza, Revisión: 001.00-1999.

⁸ La Gerencia en la Administración del Mantenimiento Hospitalario. (En: [sme.uni.edu-pe/MHospitalario.htm](http://sme.uni.edu.pe/MHospitalario.htm)).

⁹ SILVA, R., Gerencia Tecnológica de Equipos Médicos. (En: www.ugts.usb.ve/ugts-sb/gerencia%20tecnologica.htm).

¹⁰ SILVA, Op. Cit.,

7,5 %, superior a la de las otras tecnologías de punta, tales como la computación, que se ubicaba con una tasa de crecimiento del 5,6 % y la tecnología aeroespacial con un 4,5 %.

Actualmente, en el área de la salud han llegado a comprender la necesidad que tienen del apoyo de la Ingeniería Biomédica para el cuidado del paciente; abordando cuestiones tan importantes como son la emisión de juicios técnicos en asuntos de compras y de mantenimiento de los equipos biomédicos¹¹.

Por lo antes mencionado es muy importante contar con protocolos y manuales para la evaluación de la seguridad eléctrica y el entorno ya que cada día surgen nuevas tecnologías y hay diversidad de fabricantes. Se ha vuelto necesario contar con personal del campo de la ingeniería biomédica el cual sabe llevar a cabo los análisis y la elaboración de manuales de procedimientos para la evaluación de la seguridad eléctrica en instituciones hospitalarias¹².

¹¹ Procedimiento de inspección y mantenimiento preventivo seguridad eléctrica de los equipos electromédicos, Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza, Revisión: 001.00-1999.

¹² SILVA, Op. Cit.,

METODOLOGÍA

Para facilitar el desarrollo del proyecto las actividades se dividieron en pruebas de entorno y pruebas de equipos. Así mismo los protocolos para las pruebas y los formatos para la recolección de la información se diseñaron de forma separada para entorno y para equipos.

Para las pruebas de seguridad eléctrica de los equipos biomédicos se utiliza el analizador de seguridad eléctrica ESA 601. Herramienta como se menciono anteriormente que facilita el trabajo en el momento de realizar las pruebas de corrientes de fuga.

INVESTIGACIÓN

Para la ejecución de esta actividad se realizó la revisión bibliográfica de la temática referente a la seguridad eléctrica de entorno y equipos y la normativa vigente tanto nacional como internacional.

RECONOCIMIENTO DE LAS ÁREAS

La actividad de reconocimiento de las áreas bajo estudio, así como el volumen de los equipos con que cuentan para prestar el servicio permite tener un estimativo de la magnitud del trabajo por realizar. Adicionalmente permite establecer el cronograma de trabajo para la ejecución de las pruebas bajo la aprobación de los jefes de cada servicio.

La Clínica Nuestra Señora del Rosario cuenta con 18 cubículos de unidad de cuidados intensivos con una nomenclatura desde el 211 al 228 y también cuenta con cuatro quirófanos con una nomenclatura del 1 al 4.

DISEÑO DE PROTOCOLOS

Para llevar a cabo las pruebas de la seguridad eléctrica del entorno y de los equipos biomédicos se diseñaron protocolos que describen de forma detallada los pasos a seguir en cada una de las pruebas. Se busca que esta herramienta sirva para que el responsable de la tecnología biomédica de la institución pueda llevar a cabo las pruebas de manera periódica y obtenga la información requerida de cada una de las variables relevantes en el proceso. (Ver el protocolo en el anexo G)

DISEÑO DE FORMATOS

En el desarrollo de esta actividad se diseñaron los formatos para la recolección de la información de los equipos y del entorno en la institución hospitalaria, con el diseño de estos formatos se buscó que la forma de recolectar la información se realice de una manera sencilla y detallada. (Ver anexos B, C, D, E y F)

IMPLEMENTACIÓN DE LAS HERRAMIENTAS DISEÑADAS.

Para la implementación de la metodología propuesta se utilizan los protocolos y los formatos diseñados. Se realizan las pruebas a los entornos y los equipos seleccionados. Se realizan ocho mediciones por cada prueba de entorno en cada uno de los tomacorrientes basándose en el criterio de FLUKE, posteriormente se escoge el mejor dato arrojado por el instrumento de medida (multímetro 187 TRUE RMS MULTIMETER FLUKE).

ANÁLISIS Y DIAGNÓSTICO DE LA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA EN CUANTO A LA SEGURIDAD ELÉCTRICA

En esta etapa del trabajo se realizó el diagnóstico de seguridad eléctrica, con base en la información recolectada en la parte de investigación y revisión bibliográfica, en donde se encuentran los parámetros establecidos por las normas vigentes; además se realizaron las observaciones y recomendaciones puntuales para cada situación encontrada en la Clínica Nuestra Señora del

Rosario. También se hicieron inspecciones visuales de la red eléctrica de la institución hospitalaria, con el fin de evidenciar posibles fallencias en la red eléctrica de la institución hospitalaria.

DISEÑO DEL MANUAL DE PROCEDIMIENTOS PARA LA EVALUACIÓN DE LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN LA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA

En el desarrollo de esta actividad en base a los protocolos y formatos diseñados para la recolección de la información del entorno y de los equipos se diseñó un manual de procedimientos que permita que el personal técnico de la clínica continúe realizando las pruebas de forma periódica y puedan evidenciar y reparar los problemas que se presenten permitiendo garantizar la prestación del servicio de forma segura.

CAPACITACIÓN AL PERSONAL ASISTENCIAL Y TÉCNICO DE LA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA

En el marco de la seguridad al paciente se capacitó al personal asistencial en el conocimiento de la importancia de la seguridad eléctrica para crear un ambiente seguro tanto para los pacientes como para el personal asistencial de la clínica Nuestra Señora del Rosario. Adicionalmente se capacitó al personal técnico en el uso del manual para la evaluación de la seguridad eléctrica en el entorno y equipos de las áreas críticas de la institución hospitalaria.

Cabe resaltar que se contó con una muy buena asistencia e interés por parte del personal asistencial, técnico y de servicios generales en las capacitaciones realizadas (Anexo H).

1. MARCO TEÓRICO

La seguridad no es absoluta depende de muchos factores los cuales van asociados a el contexto en el cual se esté evaluando y aplicando. Respecto a la equipología electromédica, la seguridad va a estar en función de las propiedades del equipo, de las condiciones que lo rodean y muy especialmente del modo en que este se use. La labor de certificar estas condiciones, investigar y desarrollar nuevos métodos de seguridad y advertir al usuario sobre cómo usar el equipo biomédico, pertenece a ingenieros con una gran experiencia en el tema, ellos además deben observar las normas y patrones establecidos nacional e internacionalmente los cuales sintetizan de forma muy fácil y práctica, gracias a la experiencia adquirida y acumulada en el diseño de equipos biomédicos. Cabe resaltar que el usuario debe manipular el equipo de una forma adecuada, someter este a mantenimiento periódico y garantizar las condiciones de instalación exigidas¹³.

“Por otro lado, médica y técnicamente el diseño del equipo por sí solo no garantiza la protección al paciente, es necesario, conjugar este con las medidas de seguridad en su instalación y durante su empleo, todos en óptima combinación”¹⁴.

1.1. NORMATIVA PARA EL ENTORNO

1.1.1. Norma técnica colombiana - (NTC2050), sección 517, instituciones de asistencia médica

El objetivo de esta norma que es garantizar la seguridad de las personas y de los bienes contra los riesgos que pueden surgir por el uso de la energía eléctrica se aplica a la red de distribución de energía en las instituciones de asistencia médica.

Esta norma pretende cubrir necesidades nacionales en el aspecto de la seguridad para las instalaciones eléctricas en construcciones, basadas en

¹³ RODRÍGUEZ, D., Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

¹⁴ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

parámetros aplicados y validados mundialmente, los cuales garantizan a las instituciones medicas una cobertura amplia y eficiente para su seguridad y de los que de ella se sirven. Por otro lado, propende por la racionalización de la energía, obedeciendo a la necesidad imperiosa de preservar sus fuentes, como uno de los objetivos medioambientales que se deben lograr para evitar su agotamiento.

En esta norma se utilizan las unidades métricas de medida de acuerdo con el sistema internacional de unidades (SI)¹⁵.

1.1.2. *National fire protection association - NFPA*

La National Fire Protection Association. (99-1993-2005) Entre otros puntos, esta norma está encaminada, en general, a aspectos tales como gases medicinales, materiales de laboratorio, y a la seguridad eléctrica en hospitales. También incluye una sección para los sistemas de potencia eléctrica, requisitos para los fabricantes de equipos biomédicos, periodos de inspección para uso en hospitales, y los límites de corriente de fuga y métodos de test¹⁶.

1.1.3. Reglamento técnico de instalaciones eléctricas - RETIE, artículo 39

Aunque se clasifican como instalaciones especiales, la mayor importancia de este tipo de instalación radica en que los pacientes en áreas críticas pueden sufrir electrocución con corrientes del orden de microamperios, que pueden no ser detectadas ni medidas, especialmente cuando se conecta un conductor eléctrico directamente al músculo cardíaco del paciente, por lo que es necesario extremar las medidas de seguridad.

El objetivo primordial de este reglamento es la protección de los pacientes y demás personas que laboren o visiten dichos inmuebles, reduciendo al mínimo los riesgos eléctricos que puedan producir electrocución o quemaduras en las personas e incendios y explosiones en las áreas médicas.

Este reglamento es para que se cumplan los requisitos civiles, mecánicos y de fabricación de equipos. Igualmente, este Reglamento propicia el uso racional y

¹⁵ NTC 2050, Norma Técnica Colombiana.

¹⁶ NFPA No. 99, *Standard for Health Care Facilities*. Quincy, MA: *National Fire Protection Association*. 2002.

eficiente de energía como una forma de protección al medio ambiente y garantía del abastecimiento energético que requiere el país¹⁷.

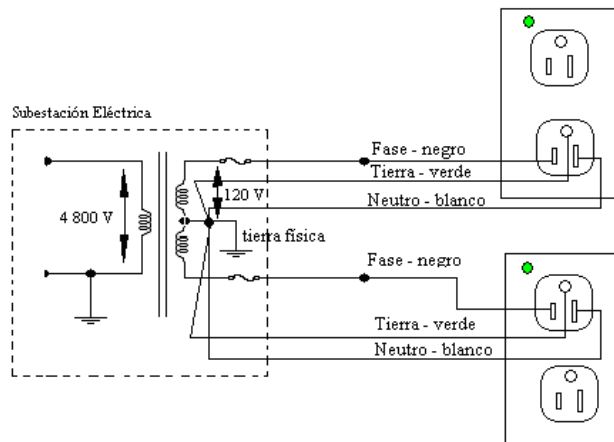
1.1.4. Sistema de tierra

Una diferencia de potencial entre superficies conductoras puede impulsar una corriente peligrosa si de alguna manera el paciente se situara en contacto con ellas.

Un sistema de tierra debe asegurar la conexión a tierra de todas las superficies conductoras y receptáculos en el entorno del paciente, a fin de garantizar la equipotencialidad del entorno.

En las instalaciones hospitalarias es importante mantener un sistema de tierra equipotencial, uniendo las tierras en un panel único y evitando que entre diversos puntos de tierra aparezcan diferencias de tensión¹⁸.

Figura 2. Conexión de tomas o receptáculos.



Fuente: RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de clase ingeniería clínica I, Universidad Autónoma de Occidente.

¹⁷ Reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE. Artículo 39.

¹² Reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE. Artículo 39, sección r.

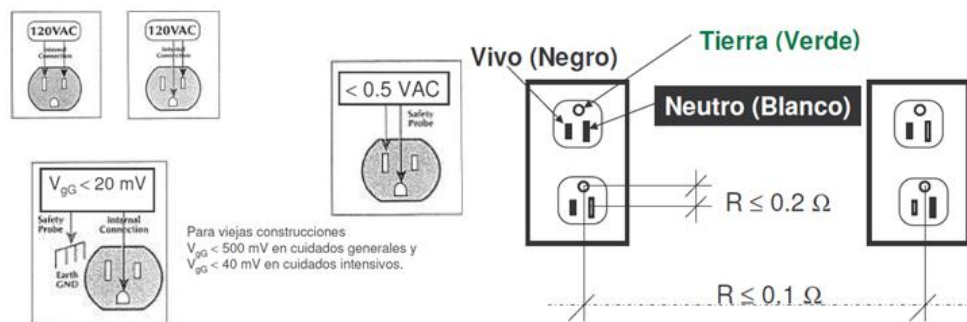
¹⁸ RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de ingeniería clínica I. Cali, Colombia, 2008.

1.1.5. Entorno eléctrico

En cuidados generales debe haber cuatro receptáculos simples o dos de doble toma por cama. Por otro lado en unidades de cuidados intensivos debe haber seis receptáculos simples o tres de doble toma por cama.¹²

Para los receptáculos o tomas la resistencia entre la tierra y el neutro no debe exceder los 0.2Ω . La mínima fuerza mecánica para que se pueda retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas de un receptáculos es de 1.2 N (115 g); estos receptáculos deben encontrarse a una altura de $1,53 \text{ m}$ ¹⁹.

Figura 3: Valores de resistencia y tensión de los receptáculos.



Fuente: RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de clase ingeniería clínica I, Universidad Autónoma de Occidente.

¹⁹ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

1.2. NORMATIVA PARA EQUIPOS

1.2.1. *International electrotechnical commission* - IEC

La *International Electrotechnical Commission* (IEC) ha adoptado y establecido los estándares sobre la seguridad para equipos biomédicos. Desde 1977 a la fecha estos se han modificado y se han enriqueciendo con un gran número de requerimientos particulares. Por ejemplo la norma IEC 60601-1; *Medical electrical equipment* - Part 1: *General requirements for basic safety and essential performance*, aprobada su última edición en el 2005, contiene los requerimientos básicos y esenciales aplicables generalmente a los equipos biomédicos. Sin embargo, en varios tipos de equipos biomédicos, estos requerimientos básicos han sido ampliados o modificados por otras normas colaterales o particulares, que también deberán tomarse en cuenta^{20, 21, 22}.

1.2.2. Límites de corriente recomendados

En casos en los cuales se tiene conocimiento de equipos que tienen un conductor eléctrico que se dirige al corazón humano, es de suma importancia tener en cuenta los valores establecidos por el IEC 60 601 en condiciones normales de 0,01 mA y en condiciones de falla simple de 0,05 mA²³.

Se debe dar seguridad eléctrica en cuanto a tierras de chasis y de los equipos médicos en general para evitar que se generen situaciones de riesgo para el paciente y el personal que opere los equipos.

La seguridad eléctrica dentro de espacios como quirófanos y UCIs debe representar una prioridad para el cuidado del paciente, es en estas aéreas donde el riesgo para el paciente aumenta considerablemente por fallas eléctricas en los sistemas de red y/o equipos biomédicos generándose posibilidad de choque eléctrico. Es por eso que hay la necesidad de realizar un excelente diagnostico de los equipos e instalaciones biomédicas de manera continua.

²⁰ IEC 60664-1: 2002, Insulation Coordination for Equipment within low-voltage systems.

²¹ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

²² IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.


²³ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

1.2.3. Recomendaciones según la aplicación del equipo y su clasificación


De igual forma para realizar una adecuada inspección de los equipos biomédicos se debe tener en cuenta la clasificación del equipo y sus limitaciones (ver cuadro 1) en condiciones normales, en condiciones de fallo y corrientes de fuga.

1.2.3.1. Clasificación según el tipo de protección contra descargas eléctricas


Equipos clase 1: Son aquellos equipos en los cuales la protección no solo se obtiene con el aislamiento básico sino que se incluirán precauciones auxiliares, de manera que se disponga de una conexión de las partes conductoras accesibles al conductor de tierra de forma permanente, para que en caso de que exista fallo de aislamiento y exista una sobre tensión, entren a jugar los elementos de protección separando o aislando el equipo de la fuente principal²⁴.


Equipos clase 2 (): Son equipos en los que la protección contra descargas eléctricas no se realiza únicamente con el aislamiento básico, sino que adicionalmente cuentan con aislamiento doble o aislamiento reforzado, no tienen conductor de puesta a tierra.

1.2.3.2. Clasificación según el grado de protección contra descargas eléctricas.

Tipo B (): Son equipos que no tienen partes directamente aplicadas al paciente.

Por lo tanto se les permite valores de corriente de fuga < 0,1 mA en N.C. (condiciones normales) y de 0,5 mA en S.F.C (condiciones de falla simple).

Tipo BF (): Son equipos con partes aplicadas al paciente (aplicadas de forma interna o externa sin conexión al corazón), flotante eléctricamente, por ende sus niveles de corriente de fuga permisibles son iguales a los del tipo B.

Tipo CF (): En estos se necesita de un mayor grado de protección pues presentan partes aplicadas directamente al corazón. Deben contar con valores de corriente de fuga < 0,01 mA en N.C. y de 0,05 mA en S.F.C²⁵

²⁴ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

²⁵ IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.

1.2.4. Prueba de corrientes de fuga

Para realizar la verificación de seguridad eléctrica de equipos biomédicos que hacen parte de una UCI y un quirófano, es necesario contar con un multímetro que ofrezca la resolución adecuada para hacer las mediciones y un equipo analizador de seguridad eléctrica para facilitar las mediciones, con el analizador se verifican los niveles de las corrientes de fuga en los equipos y si estos están acorde con los valores referenciados por la norma^{26, 27}.

Cuadro 1: Corrientes de fuga, IEC 60601-1.

Descripción de la Prueba	Valores			Límites		
	CLASE I B BF CF			CLASE II B BF CF		
VOLTAJE SUMINISTRADO (V)						
PROTECCIÓN CONTINUIDAD DE TIERRA (mΩ)	0.1 a 0.2					
RESISTENCIA DE AISLAMIENTO: (MΩ)						
- Alimentación F1 a Revestimiento	2	2	20	7	7	70
- Alimentación F2 a Revestimiento	2	2	20	7	7	70
- Alimentación a partes aplicadas	7	7	70	7	7	70
- Partes aplicadas a Revestimiento	5	5	50	5	5	50
CORRIENTE DERIVACIÓN A TIERRA: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	1000	1000	1000			
- Condiciones normales	500	500	500			
- SFC Alimentación invertida y abierta	1000	1000	1000			
- Condiciones normales Alimentación invertida	500	500	500			
CORRIENTE DERIVACION CARCASA: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	500	500	500	500	500	500
- Condiciones normales	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta	500	500	500	500	500	500
- SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	500	500	500	500
- Condiciones normales Alimentación invertida	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	500	500	500	500
CORRIENTE DERIVACIÓN A PACIENTE: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta	500	500	50			
- SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales Alimentación invertida	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	50			
- Alimentación en partes aplicadas	5000 50			5000 50		
- Alimentación en partes aplicadas y alimentación invertida	5000 50			5000 50		
CORRIENTE AUXILIAR A PACIENTE: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales	10	10	10	10	10	10
- SFC tierra abierta	500	500	50	500	500	50
- SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales Alimentación invertida	10	10	10	10	10	10
- SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	50			
CONSUMO DE CORRIENTE (mA)						

²⁶ Manual equipo analizador de seguridad eléctrica, FLUKE.

²⁷ IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.

SFC: condición fallo simple.

Fuente: IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.

Cuadro 2: Resumen de los límites de las corrientes de fuga según ECRI.

Tipo de Equipo	B/BF		CF	
Corriente de fugas:	NC	SFC	NC	SFC
de chasis	100 μ A	500 μ A	100 μ A	300 μ A
de tierra	500 μ A	1 mA	500 μ A	1 mA
a través de paciente	50 μ A	500 μ A	10 μ A	50 μ A
a través de paciente y con voltaje de línea	-	5 mA	-	50 μ A

Fuente: RODRÍGUEZ, D., Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

1.2.5. Pruebas más comunes a equipos biomédicos

A continuación se enuncian las pruebas comúnmente realizadas en equipos biomédicos para verificar o comprobar la seguridad eléctrica

1.2.5.1. Resistencia entre chasis y borne de tierra

La resistencia entre el borne de tierra del equipo bajo prueba y el polo de tierra de la clavija (resistencia del cable de alimentación del equipo) no debe exceder los 0.15 Ω .

1.2.5.2. Corriente de fuga de chasis

Las corrientes de fugas del chasis no deben exceder 500 μ A en equipos que se ubicarán a trabajar fuera de las áreas de pacientes. Para equipos que estarán en la cercanía de pacientes solo se permitirán fugas de hasta 100 μ A.

1.2.5.3. Corriente de fuga a través de terminales de paciente

La corriente de fuga en las partes, del conductor o terminal aplicado al paciente es particularmente importante ya que comúnmente son los puntos de más baja impedancia en contacto con el paciente. Para equipos no aislados el límite en la corriente de fuga en tales puntos de contacto será de $50\ \mu\text{A}$, para equipos aislados el límite máximo será de $10\ \mu\text{A}$. Solo se permite conectar a catéteres o a electrodos sobre el corazón terminales provenientes de equipos aislados.

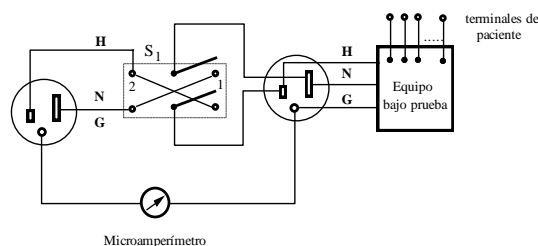
1.2.5.4. Corriente de fuga entre terminales de paciente

También la corriente de fuga entre dos terminales cualquiera en contacto con el paciente o entre cualquier terminal y los terminales restantes debe ser medida a fin de garantizar que la corriente de fuga esté por debajo de $50\ \mu\text{A}$ para equipos no aislados, para equipos aislados el límite máximo será de $10\ \mu\text{A}$.

1.2.5.5. Corriente de fuga que circularía si apareciera tensión de línea sobre el paciente

La corriente de fuga que circularía en el caso extremo que apareciera la tensión de línea aplicada a los terminales del paciente, puede medirse empleando el circuito que se muestra en la figura 4. La corriente de fuga en este caso debe ser menor de $50\ \mu\text{A}$, a través de cada uno de los terminales de paciente en un equipo aislado.

Figura 4: Circuito corriente de fuga paciente.



Fuente: RODRÍGUEZ, D., Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas". Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos eléctricos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad²⁸. Por otro lado las mediciones de las corrientes de fuga de los equipos biomédicos se pueden realizar con un multímetro que tenga el rango para realizar las mediciones de corrientes en el orden de los microampere (μA), los analizadores de seguridad eléctrica son herramientas que facilitan el trabajo.

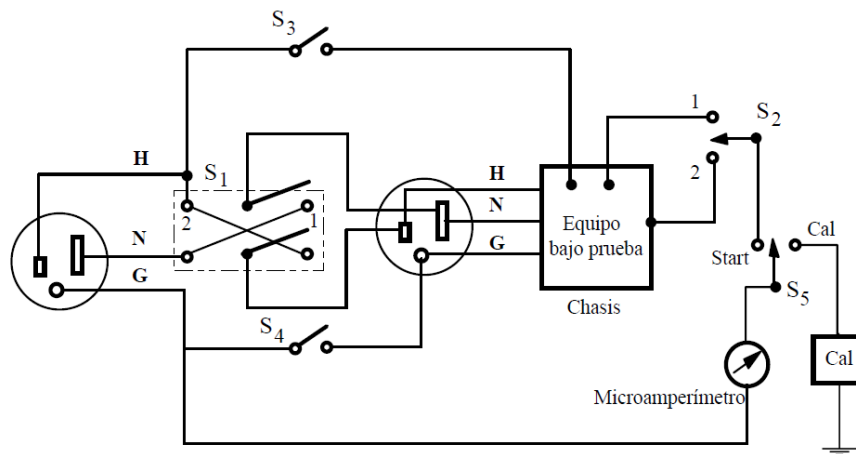
Cuadro 3: Pruebas para corrientes de fuga.

Medida	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅
Calibración	*	*	*	*	Cal
Fuga de chasis con polaridad normal a la entrada.	1	2	off	on	Start
Fuga a través del paciente con polaridad normal a la entrada.	1	1	off	on	Start
Fuga de chasis con polaridad invertida a la entrada	2	2	off	on	Start
Fuga a través del paciente con polaridad invertida a la entrada	2	1	off	on	Start
Fuga de chasis con tercer conductor abierto y polaridad normal a la entrada	1	2	off	off	Start
Fuga de chasis con tercer conductor abierto y polaridad invertida a la entrada	2	2	off	off	Start
Fuga a través del paciente con tercer conductor abierto y corto circuito entre un terminal de paciente y el vivo.	1	1	on	off	Start

Fuente: RODRÍGUEZ, D., Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

²⁸ Manual equipo analizador de seguridad eléctrica, FLUKE.

Figura 7: Diagrama de bloques equipo analizador de seguridad eléctrica.



Fuente: RODRÍGUEZ, D., Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas". Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

Un diagrama en bloques de este equipo se muestra en la figura 7. El analizador de seguridad es calibrado pasando el conmutador S₅ a la posición de calibración. El equipo bajo prueba es conectado mediante un receptáculo de salida del equipo analizador de seguridad eléctrica. Para medir la corriente de fuga de chasis del equipo bajo prueba S₄ se cierra mientras S₁ se selecciona en la posición 1, S₂ en la posición 2 y S₃ se abre.

2. ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el siguiente capítulo se realiza el análisis detallado de los valores obtenidos en las pruebas de entorno y de equipos en la Clínica Nuestra Señora del Rosario. Los resultados se muestran de forma puntual y por áreas.

El objetivo de la medición es una aproximación o estimación del valor del mensurando y esta completa solo cuando se adiciona la estimación de la incertidumbre²⁹.

El “Bureau International des Poids et Measures” (BIPM por sus siglas en Frances) emitió las siguientes recomendaciones sobre la incertidumbre en la medición:

Dependiendo del método empleado para la determinación numérica, las componentes de la incertidumbre de medida pueden agruparse en dos categorías.

- Las que se obtienen mediante análisis estadísticos de una serie de observaciones, denominadas tipo A
- Y las que se obtienen por medios distintos de los análisis estadísticos, denominadas tipo B.

En este proyecto, acorde a la recomendación anterior se realiza el análisis con la incertidumbre tipo B o μ_B (información dada por los fabricantes de los instrumentos de medida o patrones de referencia).

Para obtener el valor de cada medición se realizan ocho muestras a las cuales se les saca el promedio para tener el mejor valor de la muestra y al valor obtenido se le realiza el cálculo de la incertidumbre tipo B ó μ_B .

²⁹ Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement, Joint Committee for Guides in Metrology, 2008

$$\bar{x} \wedge \mu_B$$

A continuación se muestra con un ejemplo el cálculo del promedio ó media de las ocho mediciones que se deben llevar a cabo y de la incertidumbre tipo B ó μ_B , para la medición de la tensión fase -neutro en un receptáculo.

Dentro de la información necesaria para estos cálculos se debe tener en cuenta:

Intervalo para el valor nominal de tensión (120 +5 % - 10 %) V según establece la NTC 1340, frecuencia de 60 Hz.

Rango del multímetro: 500 V, la resolución: 0,01 V, clase de exactitud del medidor: 0,4 % + 40 (45 Hz- 1 kHz).

Cálculo del promedio.

Se realizan ocho muestras con el instrumento de medida multímetro 187 TRUE RMS MULTIMETER FLUKE, para tomar el mejor valor de la medición.

$$Media(\bar{x}) = \left(\frac{\sum (121,77 + 121,52 + 121,61 + 121,93 + 121,98 + 121,54 + 121,81 + 121,92)}{8} \right)$$

Media: 121,76 V

Cálculo de la incertidumbre tipo B ó μ_B .

Se procede a obtener la incertidumbre tipo B revisando la información del equipo de medición, en este caso un multímetro 187 TRUE RMS MULTIMETER FLUKE:

La componente por la clase de exactitud es μ_{B1} y μ_{B2} es la componente por la resolución.

$$\mu_B = \sqrt{(\mu_{B1})^2 + (\mu_{B2})^2}$$

$$\mu_{B1} = 121,76V \times 0,4\% + 40$$

$$\mu_{B1} = 0,89V$$

$$\mu_{B2} = 0,01$$

$$\mu_B = \sqrt{0,89^2 + 0,01^2}$$

$$\mu_B = 0,89$$

De este modo para el receptáculo al cual se le practicó el procedimiento se tendría una tensión de 121,76 V +/- 0,89 en medición entre fase y neutro. Este tipo de cálculo se realizó para todos y cada uno de los receptáculos que hacían parte del entorno del paciente dentro de los quirófanos (1-4) y las salas UCIS (211-228).

2.1.PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE TENSIONES EN RECEPTÁCULOS PARA QUIRÓFANOS (1-4)

Los valores obtenidos en las mediciones experimentales realizadas a los receptáculos se ordenaron en una matriz Anexo G, en donde se registraron los 8 datos tomados en cada receptáculo; con estos se calculó el valor promedio (media) y la incertidumbre B.

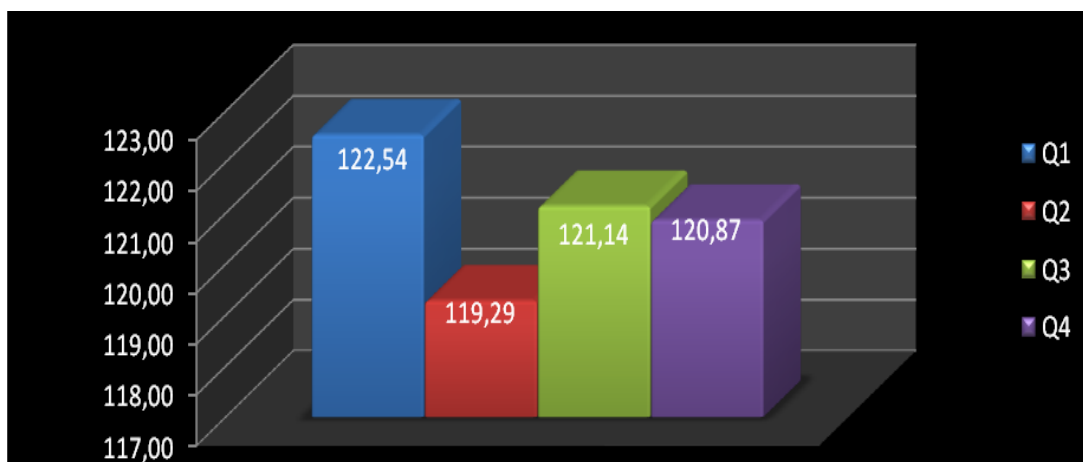
2.1.1. Tensión fase – neutro [V] en quirófanos

La figura 8 muestra los valores registrados en el cuadro 4 en el que se presenta el valor promedio de la tensión tomada en cada uno de los ocho receptáculos de los cuatro quirófanos. Como se observa en la figura los valores registrados cumplen con el estándar establecido por la norma NTC 1340 ($120 \pm 5\%$ -10 %) V.

Cuadro 4. Tensiones promedio (fase-neutro) [V] en quirófanos

FASE-NEUTRO[V]	Q1	Q2	Q3	Q4
Receptáculo 1	121,87	119,20	120,10	121,42
Receptáculo 2	121,85	119,12	121,10	121,59
Receptáculo 3	122,78	121,34	121,10	121,24
Receptáculo 4	123,34	119,60	121,10	121,51
Receptáculo 5	123,40	121,40	121,73	121,10
Receptáculo 6	122,78	117,11	121,71	121,10
Receptáculo 7	122,14	119,66	121,35	121,61
Receptáculo 8	122,14	116,90	121,50	118,00
Promedio Tensión Total	122,54	119,30	121,14	121,10

Figura 8. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-neutro) [V] en quirófanos



La figura anterior muestra los valores de las tensiones registradas en los receptáculos dentro del área de quirófanos (1-4) por lo tanto los valores encontrados están en el rango establecido por la norma NTC 1340: 120 (+5 % -10 %) V

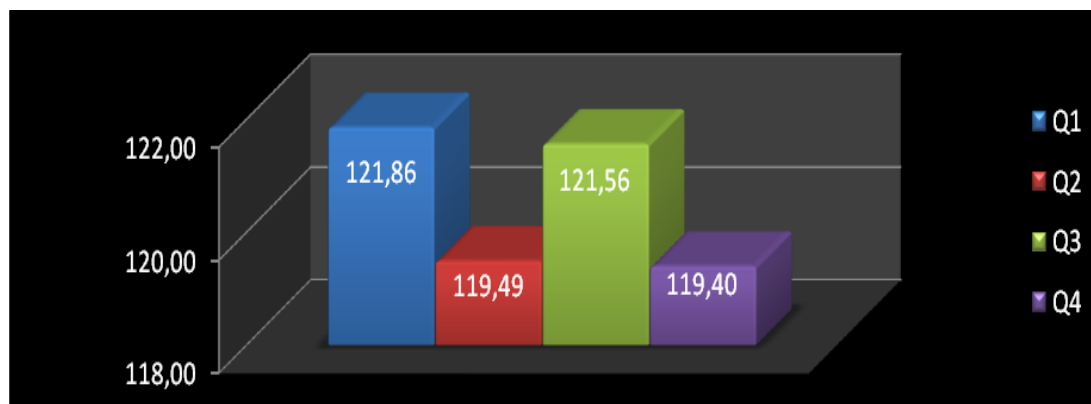
2.1.2. Tensión fase – tierra [V] en quirófanos

Las tensiones encontradas entre (fase-tierra) de los receptáculos de los quirófanos están en el rango establecido por la norma NTC 1340, como se muestra en el cuadro 5 y la gráfica 9.

Cuadro 5. Tensiones promedio (fase-tierra) [V] en quirófanos

FASE-TIERRA [V]	Q1	Q2	Q3	Q4
Receptáculo 1	121,41	119,09	120,98	120,09
Receptáculo 2	121,98	119,19	120,96	111,61
Receptáculo 3	121,75	121,01	120,86	122,01
Receptáculo 4	122,69	119,36	121,75	120,36
Receptáculo 5	121,21	121,35	121,73	122,35
Receptáculo 6	122,59	117,38	121,63	118,31
Receptáculo 7	121,79	119,27	122,8	120,28
Receptáculo 8	121,43	119,27	121,71	120,27
Promedio Tensión Total	121,86	119,49	121,56	119,40

Figura 9. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-tierra) [V] en quirófanos



Las tensiones que se encuentran entre (fase y tierra) deben estar en el rango establecido por la norma NTC 1340, pero experimentalmente se presentan mediciones de tensión que sobrepasan este valor como en este caso, como se registra en la gráfica.

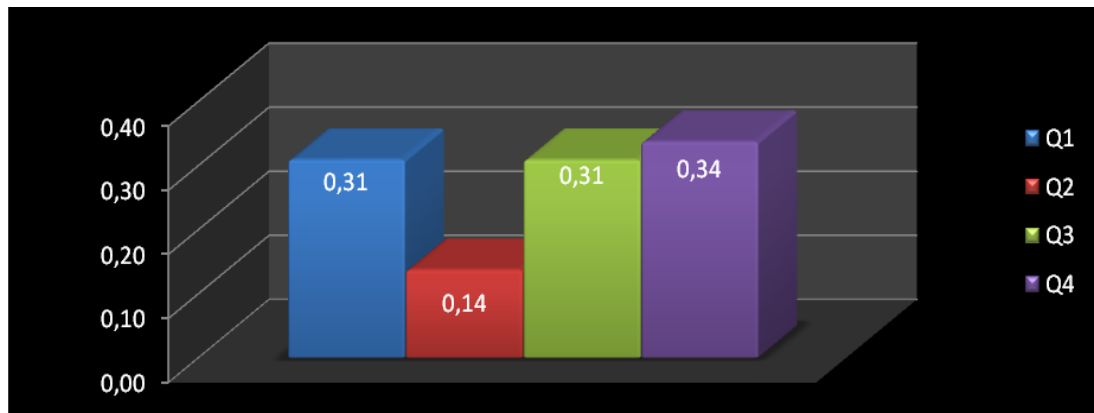
2.1.3. Tensión neutro – tierra [V] en quirófanos

Las tensiones encontradas entre (neutro-tierra) de los receptáculos de los quirófanos están en el rango establecido por la norma NTC 1340, como se muestra en el cuadro 6 y la gráfica 10.

Cuadro 6. Tensiones promedio (neutro-tierra) [V] en quirófanos

NEUTRO-TIERRA[V]	Q1	Q2	Q3	Q4
Receptáculo 1	0,25	0,19	0,37	0,39
Receptáculo 2	0,23	0,16	0,14	0,36
Receptáculo 3	0,26	0,11	0,27	0,31
Receptáculo 4	0,24	0,31	0,37	0,51
Receptáculo 5	0,23	0,12	0,47	0,32
Receptáculo 6	0,23	0,07	0,22	0,27
Receptáculo 7	0,53	0,04	0,32	0,24
Receptáculo 8	0,48	0,04	0,27	0,24
Promedio Tensión Total	0,31	0,14	0,31	0,34

Figura 10. Gráfico de barras tensiones promedio (neutro-tierra) [V] en quirófanos



En la figura 10 se puede observar que los valores de tensión para los quirófanos, medidos entre (neutro y tierra), efectivamente están por debajo de 0.5 V según valores registrados en la norma *National Fire Protection Association NFPA* (chapter 4: *electrical system requirements, receptacles*), pero en el momento de calcular sus valores de media, no se encuentra ninguno exacto.

2.2. PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE MÓDULOS DE TENSIÓN EN RECEPTÁCULOS PARA UCIS (211-228)

En este caso, se utilizó el mismo procedimiento, registrando los valores de tensión para esta etapa también en la matriz del anexo G con sus incertidumbres respectivas. La norma con la que se evaluó la calidad de las tensiones eléctricas fue la NTC-2050 con el mismo rango de valores que en el anterior.

La información contenida en la gráficas de las figuras 11, 12 y 13 muestran el comportamiento de las tensiones promedio para los receptáculos de los cubículos en UCI; los valores de tensión promedio, estos valores promedio de tensión se pueden observar en el anexo L.

Figura 11. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-neutro) [V] en quirófanos

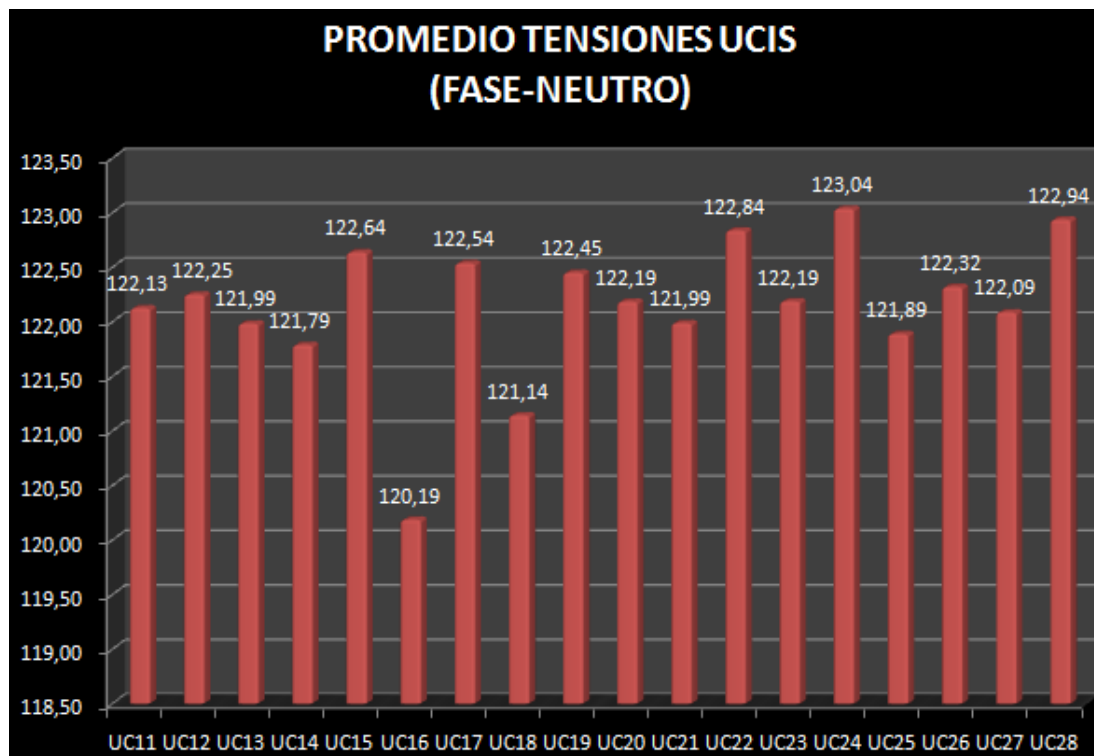


Figura 12. Gráfico de barras tensiones promedio (fase-tierra) [V] en quirófanos

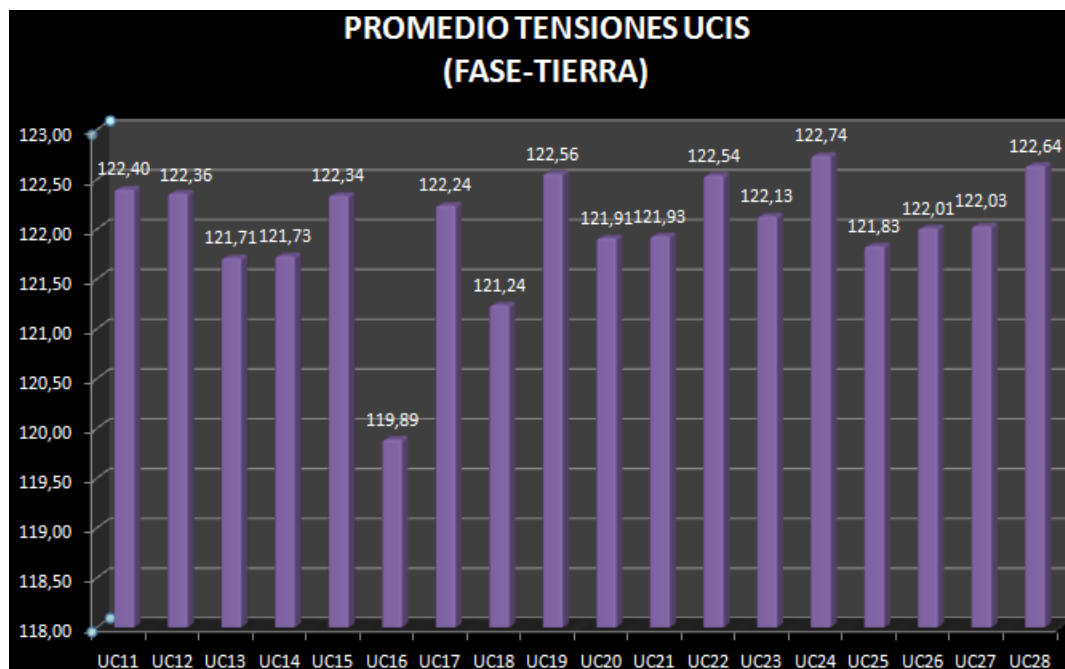
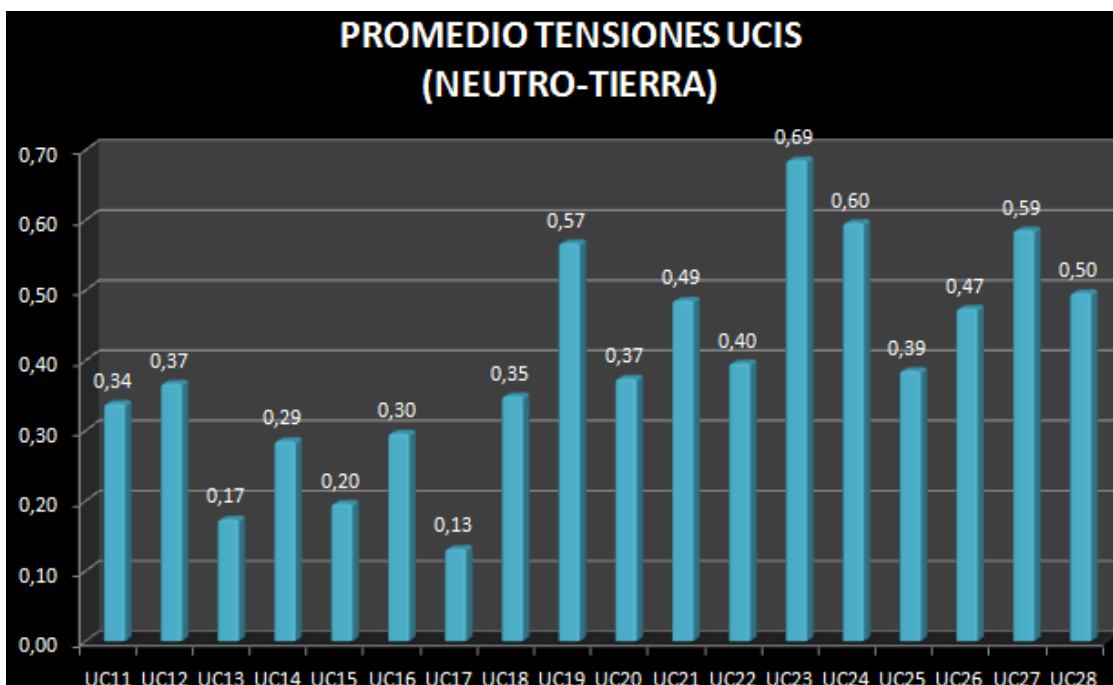


Figura 13. Gráfico de barras tensiones promedio (neutro-tierra) [V] en quirófanos



Las tensiones medidas experimentalmente en la unidad de cuidados intensivos (UCI), están dentro de los valores normales reportados por la norma NTC-2050, incluyendo datos de incertidumbre tipo B. Esto indica que respecto a la parte eléctrica, los receptáculos de las UCIS en su mayoría cumplen con los valores establecidos por las normas, teniendo en cuenta que en la figura 13 se presentan algunos valores con picos que superan los 0,5 V, lo que indica que puede haber un inconveniente con la tierra del sistema.

2.3. PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE MÓDULOS DE RESISTENCIA EN RECEPTÁCULOS PARA QUIRÓFANOS (1-4) Y UCIS (211-228) ENTRE (NEUTRO-TIERRA)

Para este caso, se realizaron las mediciones respectivas obteniendo los valores de resistencia entre neutro y tierra para cada receptáculo de los 4 quirófanos y los 18 cubículos de UCI, bajo norma estas resistencias no deben superar los 0,2 Ω .

Cabe resaltar que la medición realizada es un estimado en vista que el instrumento que se utilizó fue un multímetro y el valor medido es comparable con el de su incertidumbre; una forma alterna de hacer la medición en el momento de no contar con un instrumento adecuado, se puede optar por medir la resistencia de manera indirecta.

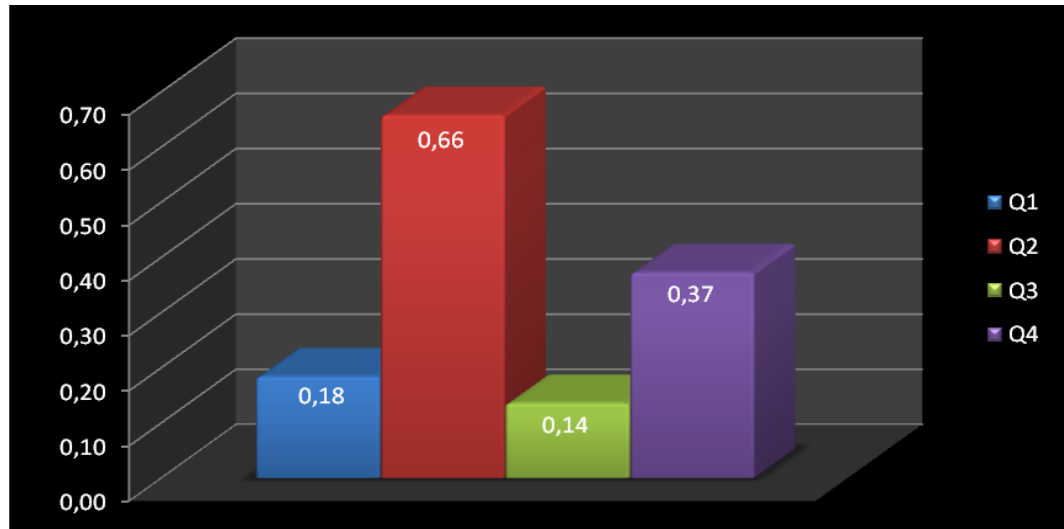
A continuación en el cuadro 7 se muestran los módulos de resistencia para los receptáculos de los quirófanos:

Cuadro 7. Valor de resistencia promedio (neutro-tierra) [Ω] en quirófanos

NEUTRO-TIERRA[Ω]	Q1	Q2	Q3	Q4
Receptáculo 1	0,18	0,11	0,08	2,24
Receptáculo 2	0,15	2,24	0,12	0,057
Receptáculo 3	0,15	1,13	0,1	0,13
Receptáculo 4	0,19	0,11	0,18	0,104
Receptáculo 5	0,14	0,14	0,142	0,103
Receptáculo 6	0,13	1,23	0,12	0,081
Receptáculo 7	0,43	0,11	0,156	0,117
Receptáculo 8	0,1	0,19	0,187	0,148
Promedio Resistencia Total	0,18	0,66	0,14	0,37

En la matriz se registran algunos valores que sobre pasan los 0,2 Ω referenciados por la norma *National Fire Protection Association NFPA* (chapter 4: *electrical system requirements, receptacles*).

Figura 14. Gráfico de barras resistencia promedio (neutro-tierra) [Ω] en quirófanos

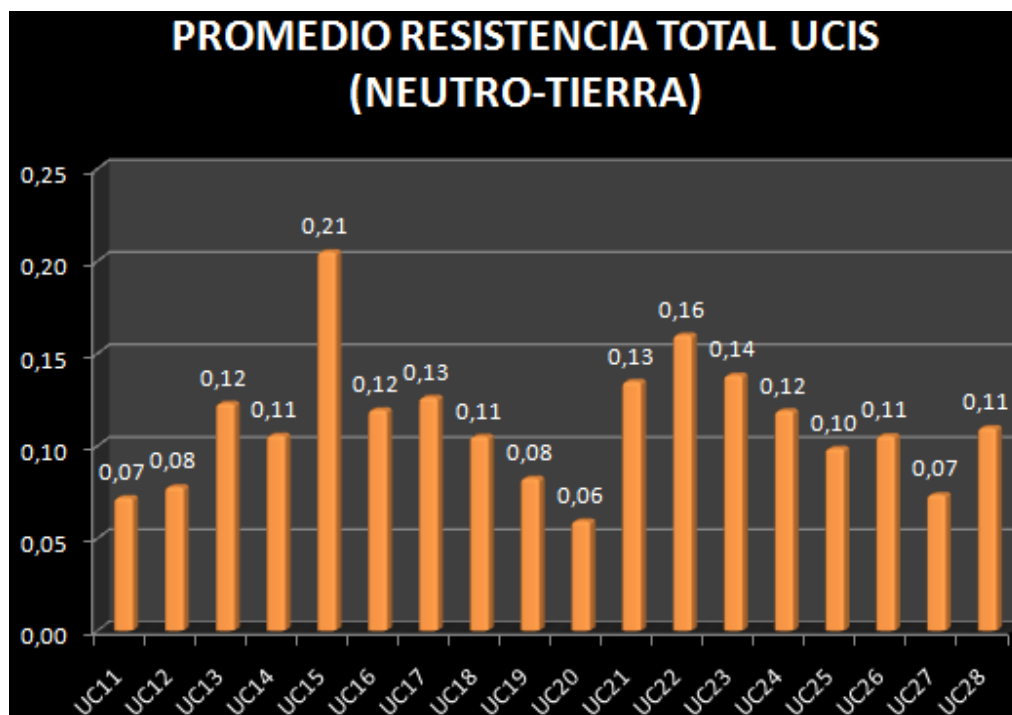


En este análisis se encontró un valor mínimo de resistencia entre neutro y tierra sobre 0,14 Ω y un máximo valor de 0,66 Ω ; lo que indica que estos receptáculos tienen un buen comportamiento según referencia la norma *National Fire Protection Association NFPA* (chapter 4: *electrical system requirements, receptacles*).

Cuadro 8. Valor de resistencia promedio (neutro-tierra) en UCIS [Ω]

Promedio Resistencia Total					
UCI211	0,07	UCI219	0,08	UCI227	0,07
UCI212	0,08	UCI220	0,06	UCI228	0,11
UCI213	0,12	UCI221	0,13		
UCI214	0,11	UCI222	0,16		
UCI215	0,21	UCI223	0,14		
UCI216	0,12	UCI224	0,12		
UCI217	0,13	UCI225	0,10		
UCI218	0,11	UCI226	0,11		

Figura 15. Gráfico de barras resistencia promedio (neutro-tierra) [Ω] en UCIS



Los datos obtenidos por las mediciones de resistencia entre neutro y tierra en el área de UCIS, tienen una media entre 0,06 Ω y 0,21 Ω , lo que indica que al igual que la zona de quirófanos, los receptáculos de UCI también reportan datos de resistencia normales y valores que superan la referencia dictada por la norma NFPA-99.

2.4. PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE PRUEBAS DE FUERZA MECÁNICA EN RECEPTÁCULOS PARA QUIRÓFANOS (1 - 4) Y UCIS (211 - 228)

La prueba de fuerza mecánica busca establecer la fuerza de agarre de los receptáculos en los 4 quirófanos y los 18 cubículos de la sala UCI (211 – 228), esta debe realizarse de forma individual para cada uno de los polos (fase, neutro y tierra). Los receptáculos tipo hospitalarios garantizan una fuerza de

agarre de 1,3 N según la norma NFPA 99. El receptáculo que uno de sus polos no pasa la prueba se registra como que falló.

Para la prueba se debe utilizar un dinamómetro y unas clavijas acondicionadas para la prueba.

El anexo J registra los valores obtenidos de la prueba realizada a cada receptáculo en Quirofanos y UCI's según se referencia en la *National Fire Protection Association NFPA* (chapter 4: *electrical system requirements, receptacles*).

Respectos a los porcentajes de los quirófanos que pasaron la prueba de fuerza mecánica, dentro de los quirófanos que tuvieron valores fuera de lo normal según la norma NFPA-99 se encuentran los quirófanos 1, 2 y 3; los valores medidos en el quirófano 4 tuvieron registros por encima del valor referencia dictado por norma, lo cual muestra que sus receptáculos están bien en agarre de respecto a las clavijas.

Para el análisis de los cubículos en UCI's, los valores reportados en cuanto a la fuerza mecánica estuvieron todos dentro de los valores soportados por la norma NFPA-99 1,3 N, lo que representa un buen comportamiento de agarre en las clavijas respecto a los receptáculos del área.

2.5.PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE PRUEBAS DE EQUIPOTENCIALIDAD EN EQUIPOS Y ENTORNO PARA QUIRÓFANOS (1 – 4) Y UCIS (211 - 228)

Para la medición y registro de las pruebas de equipotencialidad se usó el multímetro FLUKE anteriormente mencionado.

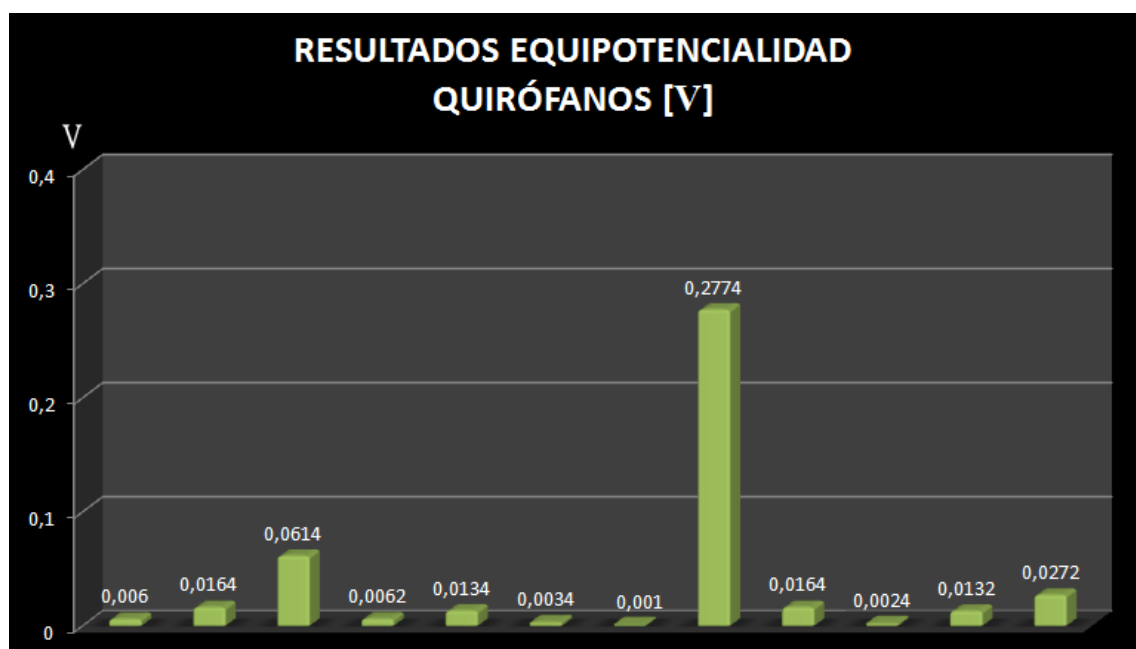
En quirófanos se realizaron las mediciones de diferencia de potencial entre el equipo bajo prueba y otro equipo médico a través del pin o tierra de chasis que tiene en la parte trasera los equipos, de esta forma se determina la tensión existe entre tierras y se verifica si se encuentra dentro de los límites de la norma NFPA-99 la cual referencia un máximo de tensión 40 mV ó 0,04 V.

El mismo procedimiento se realizó para la medición de equipotencialidad entre el equipo bajo prueba y las superficies metálicas presentes en el entorno del paciente, como la rejilla del aire acondicionado, y la mesa de cirugía. Finalmente se realiza la misma prueba entre superficies metálicas.

Cuadro 9. Valor de equipotencialidad equipos-entorno en quirófanos [V]

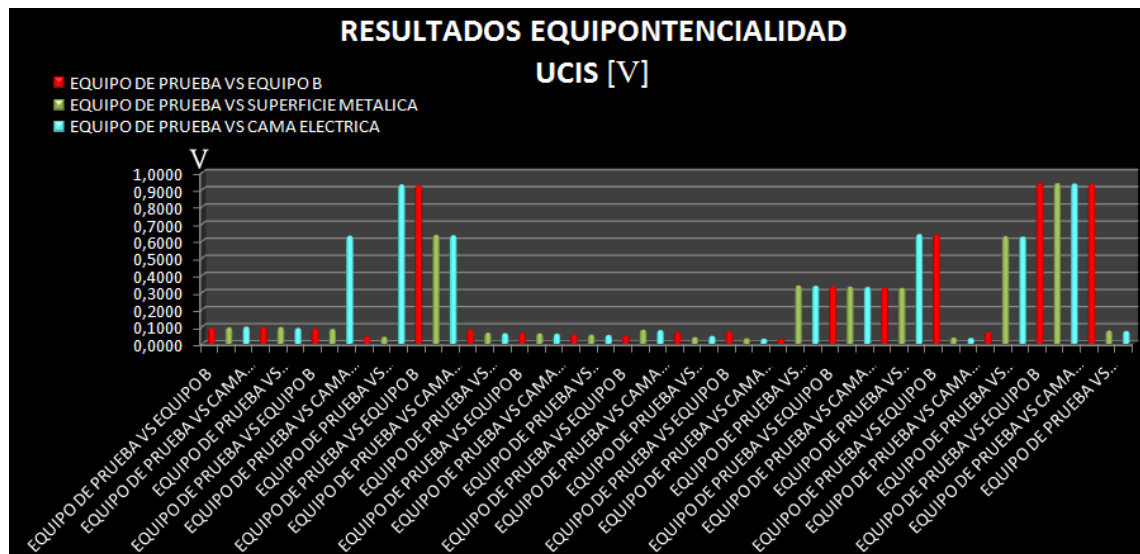
PRUEBA	QUIROFANO	M1	M2	M3	M4	M5	MEDIA
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	Q1	0,01	0,001	0,008	0,007	0,004	0,006
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	Q1	0,04	0,01	0,028	0,003	0,001	0,0164
AIRE VS CAMA QUIROFANO	Q1	0,13	0,121	0,048	0,005	0,003	0,0614
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	Q2	0,007	0,002	0,01	0,007	0,005	0,0062
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	Q2	0,037	0,007	0,003	0,01	0,01	0,0134
AIRE VS CAMA QUIROFANO	Q2	0,004	0,002	0,001	0,002	0,008	0,0034
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	Q3	0,003	0	0	0,002	0	0,001
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	Q3	0,3	0,21	0,295	0,292	0,29	0,2774
AIRE VS CAMA QUIROFANO	Q3	0,021	0,02	0,016	0,014	0,011	0,0164
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	Q4	0,003	0	0,002	0,005	0,002	0,0024
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	Q4	0,003	0,009	0,007	0,025	0,022	0,0132
AIRE VS CAMA QUIROFANO	Q4	0,027	0,023	0,032	0,012	0,042	0,0272

Figura 16. Gráfico de pruebas de equipotencialidad equipos-entorno en quirófanos [V]



Las mediciones de equipotencialidad dentro del entorno de UCI se realizaron con el mismo protocolo de prueba que se uso en los quirófanos; de este modo por medio del multímetro y sus pinzas se registraron sobre los pines de prueba y las superficies metálicas los valores de diferencia de potencial del equipo médico, la cama eléctrica de UCI y el quipo sobre prueba; así mismo se evaluó el valor de equipotencialidad entre la superficie metálica y el equipo de prueba.

Figura 17. Gráfico módulos de equipotencialidad equipos-entorno en UCIS [V]



Dentro de las mediciones de las pruebas de equipotencialidad, hubo valores que se encontraron dentro de la norma NFPA-99 cumpliendo con el máximo de diferencia de potencial entre superficies conductoras y equipos médicos (40 mV), este diagnóstico se dirige a los cubículos de la unidad de cuidados intensivos (UCI) y a los quirófanos que estuvieron bajo evaluación de seguridad eléctrica (véase figura 17).

2.6. PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS DE CORRIENTES DE FUGA DE EQUIPOS BIOMÉDICOS EN QUIRÓFANOS Y UCI'S.

Para efectuar el análisis de los datos obtenidos en mediciones de corrientes de fuga y de resistencia del tercer conductor del cable de AC, es importante realizar el cálculo de la incertidumbre tipo B, compuesta por la suma de los cuadrados de la incertidumbre tipo B₁ (componente por la clase de exactitud); y la incertidumbre tipo B₂ (componente de la resolución del equipo, información dada por los fabricantes de los instrumentos de medida o patrones de referencia).

$$\mu B = \sqrt{\mu_{B1}^2 + \mu_{B2}^2}$$

A continuación se muestra con un ejemplo el cálculo de la incertidumbre tipo B que se debe llevar a cabo en las mediciones experimentales, para el cálculo de la incertidumbre para la medición de las corrientes de fuga y de resistencia del tercer conductor del cable de AC.

Dentro de la información necesaria para este cálculo se tiene:

Cuadro 10: Especificaciones técnicas de corrientes de fuga.

Selección del rango:	Automático
Configuración:	La corriente RMS fluye a través de la carga de prueba IEC 60601-1 o AAMI (seleccionable).
Rango:	0 – 8000 µA de verdadero valor eficaz
Unidades de la pantalla:	µA
Resolución de la pantalla:	1 µA
Exactitud:	± 1 % de la lectura ± 2 µA a CC y 25 Hz hasta 1000 Hz;
Factor de cresta:	< 3
Respuesta de frecuencia:	CC hasta 1 MHz -3 dB

Impedancia de entrada CC:	Según la figura 15 de IEC 601-1 1995.
---------------------------	---------------------------------------

Nota: * Entrada de escala completa.

(Una cruz) La exactitud de las corrientes de fuga de la red a los electrodos será de $\pm 2 \%$ de la lectura $\pm 6 \mu\text{A}$.

Cuadro 11: Especificaciones de tensión.

Selección del rango:	Automático
Rango (tensión de la red):	90 a 264 V de verdadero valor eficaz
Rango (tensión de acceso):	0 a 264 V de verdadero valor eficaz
Unidades de la pantalla:	V
Resolución de la pantalla:	1 V
Exactitud:	$\pm 2 \%$ de la lectura, $\pm 2 \text{ V}$
Factor de cresta:	< 3
Respuesta de frecuencia:	CC hasta 1000 Hz -3 dB
Impedancia de entrada CC:	1 M Ω

Cuadro 12: Especificaciones de resistencia.

Selección del rango:	Automático
Rango.	0 a 1,999 Ω
Unidades de la pantalla:	Ω
Resolución de la pantalla:	0,001 Ω
Exactitud:	$\pm 2 \%$ de la lectura, $\pm 5 \Omega$
Amplitud de la fuente de corriente:	1 A CC ($\pm 10 \%$)

Cuadro 13: Especificaciones de aislamiento.

Selección del rango:	Si
Rango:	0,5 MΩ a 100 MΩ
Unidades de la pantalla:	MΩ
Resolución de la pantalla:	0,1 MΩ
Exactitud:	0,5 MΩ a 20 MΩ, ± 2 % de la lectura ± 200 kΩ; por encima de 20 MΩ, ± 5 % de la lectura ± 200 Ω
Amplitud de la fuente de tensión:	500 CC (± 10 %)

Cálculo de la incertidumbre tipo B

Se inicia el procedimiento con la obtención del valor de la incertidumbre tipo B₁

Para corriente de fuga a tierra de para un desfibrilador marca ZOLL con serie 00129 de la UCI el valor medido es de 72 μA entonces:

$$\mu B_1 = 72 \mu A \times 1\% + 2$$

$$\mu B_1 = 2.72 \mu A$$

$$\mu B_1 \approx 3 \mu A$$

Para la incertidumbre tipo B₂ se debe tener en cuenta la resolución del analizador ESA 601 para corrientes de fuga a tierra.

$$\mu B_2 = 1 \mu A$$

Luego de tener calculada la incertidumbre tipo B₁ y B₂, se procede a obtener la incertidumbre tipo B elevando al cuadrado las cifras obtenidas en las

incertidumbres tipo B₁ y B₂, para posteriormente sacar la raíz cuadrada a la suma de las cifras obtenidas de la elevación al cuadrado.

$$\mu_B = \sqrt{(\mu_{B1}^2) + (\mu_{B2}^2)}$$

$$\mu_B = \sqrt{(3^2) + (1^2)}$$

$$\mu_B = \sqrt{10}$$

$$\mu_B = 3.1\mu A$$

La lectura de la incertidumbre sería: $72\mu A \pm 3.1\mu A$

De este modo para las mediciones de corrientes de fuga y de resistencia del cable del tercer conductor se les practico el mismo procedimiento para el cálculo de sus incertidumbres.

2.6.1. Procedimiento y análisis de corrientes de fuga-resistencia del tercer conductor del cable de alimentación AC en quirófanos.

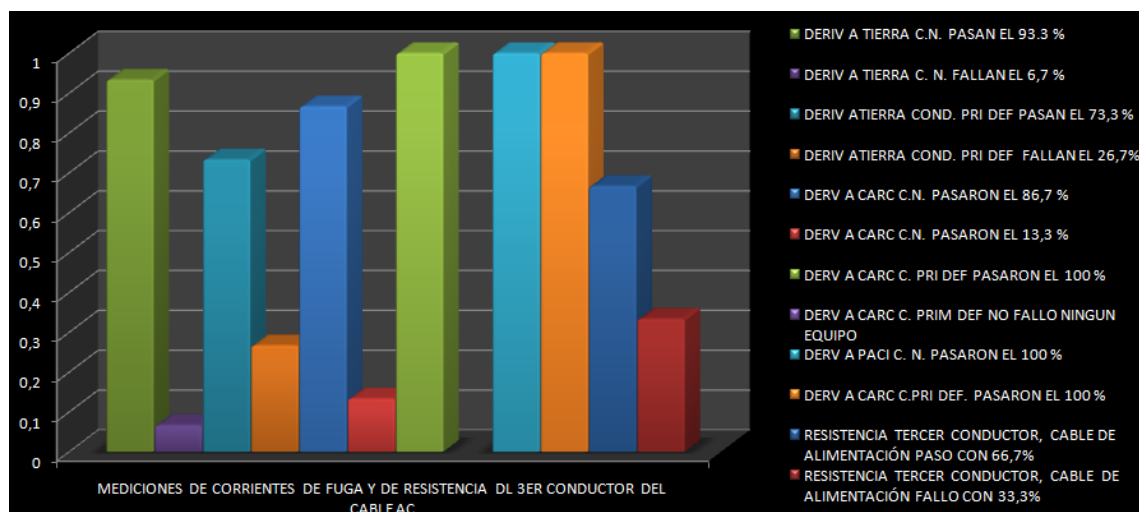
Para evaluar los equipos biomédicos en el área de quirófanos en cuanto a corrientes de fuga inicialmente se tuvo en cuenta el inventario de equipos que posee la clínica Nuestra Señora del Rosario los cuales son 15 equipos biomédicos evaluables entre los cuales están 1 desfibrilador, 4 electrobisturí, 10 monitores de signos vitales, la norma que se aplicó para evaluar estos equipos fue la IEC 60601-1 la cual enuncia que para los equipos clase I tipo B, BF y CF los valores límites para corrientes derivación a tierra en condiciones normales no excede de 500 μA y en condiciones de primer defecto no excede de 1000 μA . Para corrientes de fuga derivación a carcasa en condición normal no excede de los 100 μA y en condiciones de primer defecto no debe exceder los 500 μA . Para corrientes de fuga derivación a paciente, para los equipos biomédicos tipo B y BF, en condición normal los valores no deben exceder de los 100 μA y para condiciones de primer defecto no debe exceder los 500 μA , en cuanto a los equipos tipo CF en condición normal no deben exceder de 10 μA y en condición de primer defecto no se debe exceder de 50 μA . Otra prueba que se realizó fue la medida de la resistencia del tercer conductor del cable de

conexión del equipo a la red de energía, la cual no debe exceder los 0.15 Ω según especifica la IEC 60601-1 y la NTC 2050.

Cuadro 14. Cumplimiento y falló de los límites de corrientes de fuga quirófano

						Corr. de fug. Deriv a tierra		Corr. de fug. Deriv a carc		Corr. de fug. Deriv a paci		Resis 3 cond.	
						Cond. Nor.	Cond. Pri Def.	Cond. Nor.	Cond. Pri Def.	Cond. Nor.	Cond. Pri Def.	Cable de alim.	
Equipos Biomédicos	Marca	Modelo	Serie	Área	CLASIFICACIÓN	Pasa	Falla	Pasa	Falla	Pasa	Falla	Pasa	Falla
DESFIBRILADOR	ZOLL	MEDICAL	T 99F02826	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
ELECTROBISTURÍ	VALLEYLAB	FORCE 2	F6G30162T	QUIRÓFANO	CLASE IIB		1	1		1		1	
ELECTROBISTURÍ	VALLEYLAB	FORCE 2	F1F13793T	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
ELECTROBISTURÍ	VALLEYLAB	FX-C	F7K57488A	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR DE SIGNO	MINDRAY	MEC 1200	CC-83103575	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR DE SIGNO	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13568	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR DE SIGNO	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13572	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR DE SIGNO	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13575	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR DE SIGNO	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13584	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR DE SIGNO	LIFEGARD	ANALOGIC 3	AN400335	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR MULTIPAF	MINDRAY	MEC 1200	78100845	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR MULTIPAF	MINDRAY	PM 9000 Esp	V49012265S	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR MULTIPAF	MINDRAY	PM 9000 Esp	V73H5927X	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
MONITOR MULTIPAF	MINDRAY	PM8000	AA55-9311 I	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
ELECTROBISTURÍ	ASPEN	60-5200-001	DJ089018	QUIRÓFANO	CLASE IIB	1		1		1		1	
TOTAL DE EQUIPOS	15					14	1	11	4	13	2	15	5
PORCENTAJE						0,933	0,067	0,733	0,267	0,867	0,133	1	0

Figura 18. Gráfico de barras [%] del cumplimiento y fallo C.F. quirófanos



Las mediciones de corrientes de fuga en equipos biomédicos en el área de quirófano arrojó los siguientes datos estadísticos en los cuales se evidencia que en la prueba corriente de fuga de derivación a tierra solamente fallaron el 6,7 % de los equipos evaluados en esta área, en la prueba de derivación a tierra condición de primer defecto fallaron el 26,7 %, en la prueba de derivación a carcasa condiciones normales pasó el 86,7 %, en la prueba de derivación carcasa primer defecto pasaron el 100 % de los equipos, en la prueba de derivación a paciente condiciones normales y condición de primer defecto pasó

el total de los equipos, para la prueba de la resistencia del cable del tercer conductor pasaron el 66,7 % y falló el 33,3 % motivo por el cual se recomienda cambiar el cable de alimentación de los equipos afectados, ya que se tuvo la mayor incidencia de fallos en esta prueba. Por otro lado se observa que en general un gran porcentaje de los equipos en las medidas de corrientes de fuga cumplen con la normativa establecida.

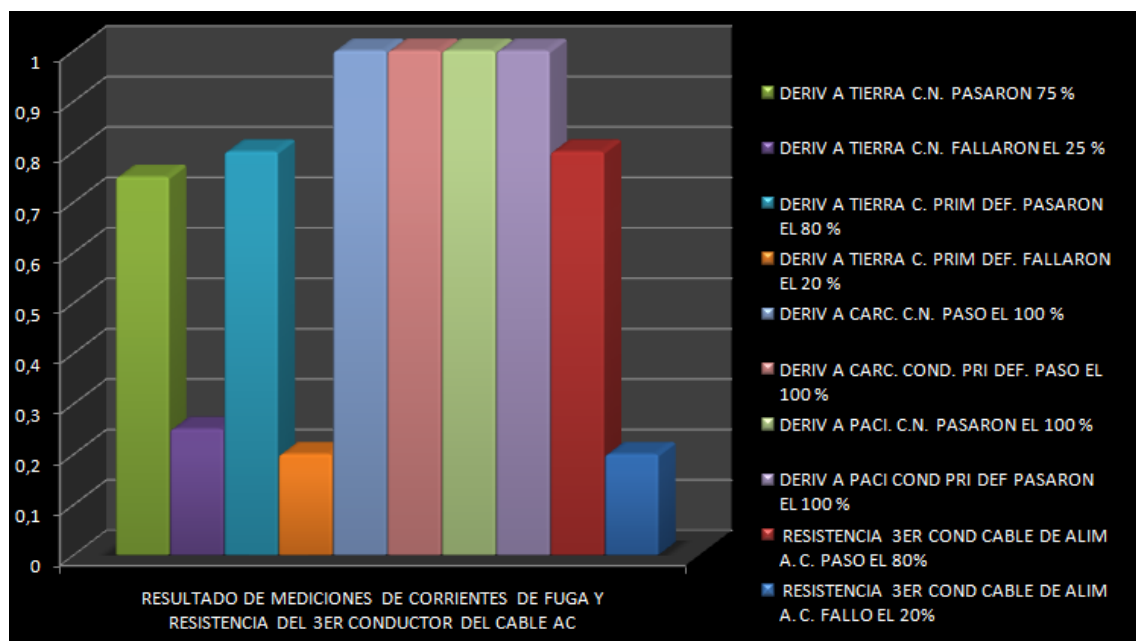
2.6.2. Procedimiento y análisis de corrientes de fuga-resistencia del tercer conductor del cable de alimentación AC en UCI's.

Para evaluar los equipos biomédicos en el área de UCI's en cuanto a corrientes de fuga inicialmente se tuvo en cuenta el inventario de equipos que posee la clínica Nuestra Señora del Rosario que son 20 equipos biomédicos en quirófanos evaluables entre los cuales están 1 electrocardiógrafo marca *Biocare*, 2 desfibriladores marca *ZOLL*, 17 monitores de signos vitales *MINDRAY*, la normativa que se aplicó para evaluar estos equipos fue la IEC 60601-1 la cual enuncia que para los equipos clase I tipo B, BF y CF los valores límites para corrientes derivación a tierra en condiciones normales no excede de 500 μA y en condiciones de primer defecto no excede de 1000 μA . Para corrientes de fuga derivación a carcasa en condición normal no excede de los 100 μA y en condiciones de primer defecto no debe exceder los 500 μA . Para corrientes de fuga derivación a paciente, para los equipos biomédicos tipo B y BF, en condición normal los valores no deben exceder de los 100 μA y para condiciones de primer defecto no debe exceder los 500 μA , en cuanto a los equipos tipo CF en condición normal no deben exceder de 10 μA y en condición de primer defecto no se debe exceder de 50 μA . Otra prueba que se realizó fue la medida de la resistencia del tercer conductor del cable de conexión del equipo a la red de energía, la cual no debe exceder los 0.15 Ω según especifica la IEC 60601-1 y la NTC 2050.

Cuadro 15. Cumplimiento y falló de los límites de corrientes de fuga UCIS.

						Corr. de fug. Deriv a tierra		Corr. de fug. Deriv a carc		Corr. de fug. Deriv a paci		Resis 3 cond.	
						Coad. Nor.	Coad. Pri Def.	Coad. Nor.	Coad. Pri Def.	Coad. Nor.	Coad. Pri Def.	Cable de alim.	
Equipos Biomédicos	Marca	Modelo	Serie	Área	CLASIFICACIÓN	Pasa	Falla	Pasa	Falla	Pasa	Falla	Pasa	Falla
ELECTROCARDIOGR	BIOCARE	ECG-101G	BJ019458GF	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA48-6431 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA48-6433 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA48-6452 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA48-6455 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA55-3308 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA55-3309 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA55-3312 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 8000	AA55-3315 I	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000 Exp	BX5A-0279I O	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000 Exp	BX5A-0280I O	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000	V-TB101566	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000	V-8B103783	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000	V-8B103782	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000	V-8B103803	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13546	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000	V 8B103790	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
MONITOR MULTIPAR	MINDRAY	PM 3000	V 8B103795	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
DEFIBRILADOR	ZOLL	Mseries	T101122130	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
DEFIBRILADOR	ZOLL	Pacemaker	oo129	UCI	CLASE IIB	1	1	1	1	1	1	1	1
TOTAL DE EQUIPOS	20					15	5	16	4	20	0	20	0
PORCENTAJE						0,75	0,25	0,8	0,2	1	0	1	0

Figura 19. Gráfico de barras [%] del cumplimiento y fallo C.F. UCI`s



Las mediciones de corrientes de fuga en equipos biomédicos en el área de UCI arrojó los siguientes datos estadísticos en los cuales se evidencia que en la prueba de derivación a tierra condiciones normales solamente fallaron el 25 % de los equipos evaluados en esta área, en la prueba de derivación a tierra condición de primer defecto fallaron el 20 %, en la prueba de derivación a

carcasa condiciones normales pasó el 100 % de los equipos, en la prueba de derivación carcasa primer defecto pasaron el 100 % de los equipos, en la prueba de derivación a paciente condiciones normales y condición de primer defecto pasó el 100 % de los equipos, para la prueba de la resistencia del cable del tercer conductor pasaron el 80 % y falló el 20 % motivo por el cual se recomienda cambiar el cable de alimentación de los equipos afectados, aunque la incidencia no fue alta esta prueba tuvo un porcentaje representativo. Por otro lado se observa que en general un gran porcentaje de los equipos en las medidas de corrientes de fuga cumplen con la normativa establecida.

3. CONCLUSIONES

La importancia de realizar pruebas de evaluación eléctrica a equipos y entorno paciente radica en que por medio de los resultados que se obtengan, en estas, se pueden generar diagnósticos basados en los estándares establecidos por la normativa correspondiente. (NFPA-99, NEC, NTC-2050, IEC-60601 y RETIE). Y gracias al diagnóstico de la seguridad eléctrica se puede anticipar a posibles eventos adversos que puedan presentarse al interior de la institución hospitalaria.

Se deben hacer frecuentemente las pruebas y en cada una de ellas se debe revisar los antecedentes para hacer una comparación directa entre resultados obtenidos en la actualidad y los pasados. Con esto el proyecto permitió mostrar la importancia de realizar las pruebas de seguridad eléctrica de forma periódica y poder así garantizar la seguridad del paciente y del entorno en el cual se encuentra.

El análisis de la seguridad eléctrica realizado en las áreas críticas de la clínica Nuestra Señora del Rosario arrojó los siguientes datos para las mediciones de resistencia entre neutro y tierra en el área de UCIS, tienen una media entre $0,06 \Omega$ y $0,21 \Omega$, lo cual indica que al igual que la zona de quirófanos, los receptáculos de UCI no reportan datos anormales, lo que proporciona evidencia de que la institución cumple con los estándares establecidos en la normativa vigente, salvo algunas situaciones puntuales.

Las mediciones de tensión de neutro-tierra, resistencia neutro-tierra y equipotencialidad de la unidad de cuidados intensivos (UCI) y quirófanos permiten evidenciar fallencias que se puedan presentar en el sistema de puesta a tierra y remediarlos para garantizar la seguridad del usuario.

Se evidencia la importancia de realizar las pruebas de fuerza mecánica en los receptáculos de las áreas críticas, no solo para garantizar que no se darán desconexiones involuntarias de los equipos, sino para garantizar la adecuada conexión eléctrica. Los análisis de fuerza mecánica de los receptáculos en UCI y de los quirófanos, tuvieron valores positivos sobre el mínimo requerido (1,3 N), lo cual muestra un buen comportamiento de agarre de los receptáculos hacia

las clavijas y se infiere que esta área puede brindar la seguridad necesaria para el entorno del paciente.

A la hora de analizar la seguridad eléctrica de una institución hospitalaria es de gran importancia contar con los formatos de test y los protocolos que muestren los pasos para realizar cada prueba de seguridad eléctrica tanto en el entorno como en los equipos.

4. RECOMENDACIONES

En el desarrollo del proyecto en la institución hospitalaria se evidenciaron las siguientes fallencias por lo tanto se recomienda a la clínica NSR:

Que las cajas de inspección de la malla de tierra ubicada en el sótano de la clínica sean de fácil acceso para permitir realizar las mediciones respectivas.

Los equipos biomédicos no podrán fijarse a menos de 1,53 m sobre el piso terminado (a no ser que sean a prueba de explosión) y el personal médico debe usar zapatos conductivos según se referencia en el RETIE, Art. 39.

Instalar piso conductivo en los sitios donde sean almacenados anestésicos inflamables o desinfectantes inflamables. En estos lugares, cualquier equipo eléctrico a usarse a cualquier altura debe ser a prueba de explosión.

Para eliminar la electricidad estática en áreas críticas se debe mantener un potencial eléctrico constante en el piso de los quirófanos y adyacentes por medio de pisos conductivos. En áreas críticas el personal médico y asistencial que usa el quirófano debe llevar calzado conductivo. Además los equipos usados en ambientes con anestésicos inflamables deben tener las carcasas y ruedas de material conductor.

Bajo ninguna circunstancia se usen extensiones eléctricas en los quirófanos o en las UCI's.

Los receptáculos alimentados del sistema de emergencia (grupo electrógeno) deben ser de color rojo para facilitar su identificación y estar plenamente identificados con el número del circuito derivado y el nombre del tablero de distribución que le corresponde. Todos los circuitos de la red de emergencia deben ser protegidos mecánicamente mediante canalización metálica no flexible.

Los receptáculos deben identificarse según su tipo según el reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE. Artículo 39 (tipo hospitalario, emergencia, regulados, entre otros.) y que el tablero de distribución sea debidamente marcado con la distribución de circuitos que le corresponde a cada cubículo asimismo como los receptáculos.

Realizar capacitaciones constantes en seguridad eléctrica y en el conocimiento de la normativa vigente, tanto al personal médico, técnico y asistencial con el fin de que hagan un uso adecuado de los equipos y de las instalaciones, para así contribuir al cumplimiento de una gestión de calidad en seguridad del paciente.

Que se adquiriera un multímetro digital con una resolución de 4 ½ vueltas, o más y un dinamómetro con una escala de 2 N, máximo de 5 N, para que continúen realizando las pruebas de entorno.

Se recomienda a la Clínica Nuestra Señora del Rosario, seguir realizando las inspecciones de seguridad eléctrica tanto en el entorno como en los equipos de la institución, para que con ello contribuya a una mejor seguridad del paciente y a una mejor gestión de calidad.

BIBLIOGRAFIA

COSTA, Pau. <i>Iniciativa española para detectar y prevenir los errores médicos</i> [En línea]. España: 2001. [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: http://www.elpais.es/suplementos /salud/20010619/31iniciativa.html
Decreto 4725, Capítulo II, clasificación de los dispositivos médicos. Art 5, p. 8.
IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.
IEC 60664-1: 2002, Insulation Coordination for Equipment within low-voltage systems.
<i>La Gerencia en la Administración del Mantenimiento Hospitalario.</i> (En: sme.uni.edu-.pe/MHospitalario.htm).
FLUKE. Manual equipo analizador de seguridad eléctrica ESA601.
NFPA No. 99, <i>Standard for Health Care Facilities</i> . Quincy. MA: <i>National Fire Protection Association</i> . 2002.
NTC 2050, Norma Técnica Colombiana.
Nuestro sistema de la salud pone en peligro a los pacientes. [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: http://www.patientprotect.com/es/danger.html
Organización Mundial de la Salud. <i>Calidad de la atención: seguridad del usuario</i> . Informe de la Secretaría 1. 109ª Reunión Comité Ejecutivo. [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: www.who.int/gb/EBWHA/PDF/EB109/seb1099.pdf
Procedimiento de inspección y mantenimiento preventivo seguridad eléctrica de los equipos electromédicos, Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza, Revisión: 001.00-1999.
Reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE.
RODRÍGUEZ, D., Manual de Ingeniería Clínica, SCB. Ciudad de La Habana, Cuba, 2007.

RODRÍGUEZ, D. y OBANDO, F. Material de la asignatura de ingeniería clínica I. Cali, Colombia: Universidad Autónoma de Occidente, 2008.
RODRÍGUEZ, D. y OBANDO, F. Material de la asignatura de ingeniería clínica I. Cali, Colombia: Universidad Autónoma de Occidente, 2008.
RODRÍGUEZ, D., Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.
SILVA, R., <i>Gerencia Tecnológica de Equipos Médicos</i> . [Consultado en Marzo 2010]. Disponible en internet: www.ugts.usb.ve/ugts-sb/gerencia%20tecnologica.htm
WEBSTER, J., et al. <i>Medical Instrumentation, application and design</i> . Boston. 1980.
Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement, Joint Committee for Guides in Metrology, 2008

ANEXOS

ANEXO A: INVENTARIO DE EQUIPOS BIOMÉDICOS DE LAS ÁREAS DE QUIRÓFANOS Y UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS DE LA CLÍNICA NUESTRA SEÑORA DEL ROSARIO.

Equipos Biomédicos	Marca	Modelo	Serie	Área	CLASIFICACIÓN Decreto 4725
DESFIBRILADOR	ZOLL	MEDICAL	T 99F02826	CIRUGIA	CLASE IIB
ELECTROBISTURY	VALLEYLAB	FORCE 2	F6G30162T	CIRUGIA	CLASE IIB
ELECTROBISTURY	VALLEYLAB	FORCE 2	F1F13793T	CIRUGIA	CLASE IIB
ELECTROBISTURY	VALLEYLAB	FX-C	F7K57488A	CIRUGIA	CLASE IIB
FRONTOLUZ	WELCH ALLYN	4900	07113LB02086	CIRUGIA	CLASE I
FUENTE DE LUZ	STRYKER	X600	03K020734	CIRUGIA	CLASE I
IMPRESORA PORTATIL	MARTEL	06F17-22	280355660	CIRUGIA	CLASE I
INTERCAMBIADOR DE CALOR	CSZ	HEMOTHERM 400MR	O54-12458M	CIRUGIA	CLASE IIB
INTERFASE INFRAROJA	I STAT		127376	CIRUGIA	CLASE I
LAMPARA AUXILIAR	BURTON	11204	2249	CIRUGIA	CLASE I
LAMPARA CIELIPTICA #1	ILUMITEC	C106	76627	CIRUGIA	CLASE I
LAMPARA CIELIPTICA #2	CASTLE	516851	JNM85122	CIRUGIA	CLASE I
LAMPARA CIELIPTICA #3	CPI	INSTRUMENTATION	NO TIENE	CIRUGIA	CLASE I
LAMPARA CIELIPTICA #4	JSL	700/700	NO TIENE	CIRUGIA	CLASE I
LITHOTRIPTOR	ELMED	VIBROLITH	0815VB495	CIRUGIA	CLASE IIB
MAQUINA PARA ANESTESIA #1	OHIO	MODULUS I	ARLK00114	CIRUGIA	CLASE III
MAQUINA PARA ANESTESIA #2	OHIO	2333	5177	CIRUGIA	CLASE III
MAQUINA PARA ANESTESIA #3	OHMEDA	EXCEL210	AMATOO831	CIRUGIA	CLASE III
MAQUINA PARA ANESTESIA #4	OHMEDA	MODULUS II	ABQN03523	CIRUGIA	CLASE III
MESA DE CIRUGIA SALA 4	Q-SWEM	DS-1	2006052	CIRUGIA	CLASE I
MESA PARA CIRUGIA #2	CPI	DS3-A	NO TIENE	CIRUGIA	CLASE I
MESA PARA CIRUGIA #3	CPI	3008A	2-7606698	CIRUGIA	CLASE I
MESA PARA CIRUGIA #4	SHAMPAINE	2600	118104	CIRUGIA	CLASE I
MONITOR DE ENDOSCOPIA	NDS (EVOLUTIONS)	SC- SX19- A1203	07-103610	CIRUGIA	CLASE I
MONITOR DE NIBP	CRITIKON	845XT	84512 50029	CIRUGIA	CLASE I
MONITOR DE SIGNOS VITALES	MINDRAY	MEC 1200	CC-83103575	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR DE SIGNOS VITALES	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13568	CIRUGIA	CLASE IIB

MONITOR DE SIGNOS VITALES	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13572	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR DE SIGNOS VITALES	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13575	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR DE SIGNOS VITALES	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13584	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR DE SIGNOS VITALES	LIFEGARD	ANALOGIC 3	AN400335	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR MULTIPARAMETRICO	MINDRAY	MEC 1200	78100845	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR MULTIPARAMETRICO	MINDRAY	PM 9000 Exp	W49012265S	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR MULTIPARAMETRICO	MINDRAY	PM 9000 Exp	W73H5927X	CIRUGIA	CLASE IIB
MONITOR MULTIPARAMETRICO	MINDRAY	PM8000	AA55-9311 I	CIRUGIA	CLASE IIB
NEUMO INSUFLADOR	STRYKER	30L	0003CE380	CIRUGIA	CLASE IIB
SIERRA DE ESTERNON	SAW II	5590	15706 (MOTOR:5948)	CIRUGIA	CLASE IIB
SISTEMA DE PERFUSION	TERUMO	8000	1056	CIRUGIA	CLASE III
SUCCIONADOR ELECTRICO	EASTERN	ES700	7008109-722	CIRUGIA	CLASE IIA
URETEROSCOPIO RENOSCOPIO	RICHARD WOLF	8703	5000167168	CIRUGIA	CLASE IIB
ELECTROBISTURY	ASPEN	60-5200-001	DJ089018	CIRUGIA	CLASE IIB
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-20F11	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-30F58	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-20F88	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-21F88	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-33F84	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	BORG WARNER	3	148909	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	840-30T27	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-20F72	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-003	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-33F99	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-31F25	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	840	84045W49	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	85020F46	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	85035F24	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-32F43	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	85020F70	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-33F27	UCI	CLASE I
CAMA ELETRICA	HILLROM	CENTRA	850-33F85	UCI	CLASE I
CONSOLA DE CONTRAPULSACION	ARROW	ACT 1 PLUS	90130A	UCI	CLASE III
DESFIBRILADOR	ZOLL	PD 2000	D97H12687	UCI	CLASE IIB
ELECTROCARDIOGRAFO	BIOCARE	ECG-101G	BJ019458GF	UCI	CLASE IIB
MARCAPASO BICAMERAL	MEDTRONIC	5346DDD	PAL009365P	UCI	CLASE III
MARCAPASO UNICAMERAL	MEDTRONIC	5375	CE1006933R	UCI	CLASE III
MARCAPASOS	OSYPKA	PACE 101H	O509023	UCI	CLASE III

MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA48-6431 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA48-6433 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA48-6452 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA48-6455 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA55-9308 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA55-9309 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA55-9312 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 8000	AA55-9315 I	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000 Exp	BX5A-0279I O	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000 Exp	BX5A-0280I O	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W-7B101566	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W-8B103789	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W-8B103782	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W-8B103803	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13546	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W 8B103790	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W 8B103795	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	PM 9000	W 8B103786	UCI	CLASE IIB
MONITOR MULTIPAREMETRICO	MINDRAY	MEC 1000	AQ72B13564	UCI	CLASE IIB
SUCCIONADOR ELECTRICO	THOMAS	1130	19700000653	UCI	CLASE IIA
VENTILADOR	EVENT	INSPIRATION	2005W030075	UCI	CLASE III
VENTILADOR	EVENT	INSPIRATION	2006W030019	UCI	CLASE III
VENTILADOR	EVENT	INSPIRATION	2006W030020	UCI	CLASE III
VENTILADOR	EVENT	INSPIRATION	2006W030047	UCI	CLASE III

ANEXO B: FICHA TÉCNICA PARA PRUEBA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DEL ENTORNO PACIENTE, UCI.

PRUEBAS		Clínica Alemana de Chile	UCI CUBÍCULO	N° 																														
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p style="font-size: small;">Comprobar y medir con multímetro digital y/o analógico.</p> </div> <div style="width: 50%; text-align: right;"> <p style="font-size: small;">FASE</p> <p style="font-size: small;">NEUTRO</p> </div> </div>																																		
<p>LA TENSION ENTRE FASE Y NEUTRO</p> <p style="font-size: x-small;">TIP. DE RECEPTACULO</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <td style="width: 50%;">MOSI.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td style="width: 50%;">EMERG.</td> <td style="width: 50%;"></td> </tr> </table>		MOSI.	REGUL.	EMERG.																														
MOSI.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p style="font-size: small;">LA TENSION ENTRE LA FASE Y LA TIERRA.</p> <p style="font-size: x-small;">TIP. DE RECEPTACULO</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <td style="width: 50%;">MOSI.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td style="width: 50%;">EMERG.</td> <td style="width: 50%;"></td> </tr> </table> </div> <div style="width: 50%; text-align: right;"> <p style="font-size: small;">FASE</p> <p style="font-size: small;">TIERRA</p> </div> </div>					MOSI.	REGUL.	EMERG.																											
MOSI.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
<p>LA TENSION ENTRE EL NEUTRO Y LA TIERRA.</p> <p style="font-size: x-small;">TIP. DE RECEPTACULO</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <td style="width: 50%;">MOSI.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td style="width: 50%;">EMERG.</td> <td style="width: 50%;"></td> </tr> </table>		MOSI.	REGUL.	EMERG.																														
MOSI.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
<p style="color: red; font-size: small;">DESENERGIZAR EL SUMINISTRO ELÉCTRICO DE LOS RECEPTÁCULOS.</p>																																		
<p>RESISTENCIA ENTRE NEUTRO Y TIERRA</p> <p style="font-size: x-small;">TIP. DE RECEPTACULO</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <td style="width: 50%;">MOSI.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td style="width: 50%;">EMERG.</td> <td style="width: 50%;"></td> </tr> </table>		MOSI.	REGUL.	EMERG.																														
MOSI.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: x-small;"> <tr> <th colspan="10" style="text-align: center;">RECEPTÁCULO N°</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> <td style="width: 10%;">VOLT</td> <td style="width: 10%;">medido</td> </tr> <tr> <td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td> </tr> </table>					RECEPTÁCULO N°										VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido										
RECEPTÁCULO N°																																		
VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido	VOLT	medido																									

ANEXO C: FICHA TÉCNICA PARA PRUEBA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DEL ENTORNO PACIENTE, QUIRÓFANO.

[illegible]

ANEXO D: FICHA TÉCNICA PARA PRUEBA DE FUERZA MECANICA DE RECEPTACULOS EN QUIRÓFANOS.

PRUEBA <small>Determine la mínima fuerza mecánica para poder retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas del receptáculo.</small>				QUIRÓFANO. N° _____ <small>PROYECTO PRIMARIA PRUEBA</small> <small>PROYECTO PRIMARIA PRUEBA</small>												
				Neutro			Tierra			Fase						
 <small>TIP. DE RECEPTÁCULO</small> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; text-align: center;">HO SPL</td> <td style="width: 50%; text-align: center;">REGUL</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">EMERG</td> <td style="text-align: center;"></td> </tr> </table>	HO SPL	REGUL	EMERG		RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO
	HO SPL	REGUL														
	EMERG															
RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO					
 <small>TIP. DE RECEPTÁCULO</small> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; text-align: center;">HO SPL</td> <td style="width: 50%; text-align: center;">REGUL</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">EMERG</td> <td style="text-align: center;"></td> </tr> </table>	HO SPL	REGUL	EMERG		RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO
	HO SPL	REGUL														
	EMERG															
RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO					
 <small>TIP. DE RECEPTÁCULO</small> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; text-align: center;">HO SPL</td> <td style="width: 50%; text-align: center;">REGUL</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">EMERG</td> <td style="text-align: center;"></td> </tr> </table>	HO SPL	REGUL	EMERG		RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO
	HO SPL	REGUL														
	EMERG															
RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO					
 <small>TIP. DE RECEPTÁCULO</small> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; text-align: center;">HO SPL</td> <td style="width: 50%; text-align: center;">REGUL</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">EMERG</td> <td style="text-align: center;"></td> </tr> </table>	HO SPL	REGUL	EMERG		RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO
	HO SPL	REGUL														
	EMERG															
RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO	RECEP N°	PASO	FALLO					

ANEXO E: FICHA TÉCNICA PARA PRUEBA DE FUERZA MECANICA DE RECEPTACULOS EN UCI's.

PRUEBA		Centro Nacional Sismológico del Borealis											
Determine la mínima fuerza mecánica para poder retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas del receptáculo.		UCL N° _____ FOLIO 12/12 FOLIO 12/12 FOLIO 12/12											
		Neutro			Tierra			Fase					
 TYP. DE RECEPTACULO <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 50%;">HO SPL.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HO SPL.	REGUL.	EMERG.		RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO
	HO SPL.	REGUL.											
	EMERG.												
	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO				
 TYP. DE RECEPTACULO <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 50%;">HO SPL.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HO SPL.	REGUL.	EMERG.		RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO
	HO SPL.	REGUL.											
	EMERG.												
	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO				
 TYP. DE RECEPTACULO <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 50%;">HO SPL.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HO SPL.	REGUL.	EMERG.		RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO
	HO SPL.	REGUL.											
	EMERG.												
	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO				
 TYP. DE RECEPTACULO <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 50%;">HO SPL.</td> <td style="width: 50%;">REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HO SPL.	REGUL.	EMERG.		RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO
	HO SPL.	REGUL.											
	EMERG.												
	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO	RECEP: N°	PASO	FALLO				

**ANEXO F: FICHA TÉCNICA PARA PRUEBA DE EQUIPOTENCIALIDAD, UCI
Y QUIROFANO.**

PRUEBA DE EQUIPOTENCIALIDAD						
<p>AREA DE PRUEBA</p> <p> <input style="width: 30px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="checkbox"/> UCI CUBICULO N° <input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> </p> <p> <input style="width: 30px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="checkbox"/> QUIRÓFANO N° <input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> </p>						
PRUEBAS	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3	MEDIDA 4	MEDIDA 5	PROMEDIO
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B						
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA						
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELÉCTRICA						
AIRE VS CAMA QUIRÓFANO						

ANEXO G. MANUAL DE PROCEDIMIENTOS PARA LA EVALUACIÓN DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DE LOS EQUIPOS ELECTROMÉDICOS Y EL ENTORNO PACIENTE EN ÁREAS DE QUIRÓFANOS Y UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS EN LA CLÍNICA NUESTRA SEÑORA DEL ROSARIO.

1. INTRODUCCION.

Actualmente, para las instituciones hospitalarias lo primordial es ofrecer a sus usuarios una atención de calidad así como también brindarles a sus pacientes una excelente seguridad en los servicios prestados; por tal motivo, es de gran importancia diagnosticar el correcto funcionamiento los dispositivos empleados en los pacientes. En este aspecto se le debe dar prioridad a la solución de los problemas involucrados hacia la seguridad eléctrica de los equipos electromédicos; por lo antes mencionado a nivel internacional y nacional se han creado normas de estricto cumplimiento. Allí es donde entra a ser partícipe el ingeniero biomédico, gracias a todos los conocimientos que este posee en el campo de la seguridad eléctrica de los dispositivos electromédicos.

Hoy por hoy las instituciones hospitalarias, ya sean de índole privado o público, han comprendido la importancia de la seguridad eléctrica en el área clínica dentro del cuidado del paciente; por tal motivo es de gran valor utilizar la normativa internacional y nacional vigente para comprender el riesgo potencial relacionado con el uso de la energía eléctrica en instituciones hospitalarias; acorde a la combinación de ciertos criterios tales como, duración del contacto con el cuerpo y grado de invasión de los dispositivos electromédicos³⁰.

Dispositivos y herramientas de prueba

- Analizador de seguridad eléctrica
- Multímetro digital o analógico
- Clavijas individuales para fase, neutro y tierra
- Dinamómetro de hasta 3 N

³⁰ RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de ingeniería clínica I. Cali, Colombia, 2008.

- Protocolo y formatos para llevar a cabo las pruebas de entorno y equipos en seguridad eléctrica

SEGURIDAD Y PRECAUCIONES

Actualmente, en el área de la salud han llegado a comprender de la necesidad que tienen del apoyo de la Ingeniería Biomédica para el cuidado del paciente; abordando cuestiones tan importantes como son la emisión de juicios técnicos en asuntos de seguridad y de mantenimiento de los equipos electromédicos.¹⁶

Por lo antes mencionado es muy importante contar con protocolos y manuales para la evaluación de la seguridad eléctrica de equipos electromédicos y el entorno en el que se encuentran ya que cada día surgen nuevas tecnologías y hay diversidad de fabricantes. Se ha vuelto necesario contar con personal del campo de la ingeniería biomédica el cual sabe llevar a cabo los análisis y la elaboración de manuales de procedimientos para la evaluación de la seguridad eléctrica en instituciones hospitalarias³¹.

2.1. NORMATIVA PARA EL ENTORNO

2.1.1. Norma técnica colombiana - (NTC2050), sección 517, instituciones de asistencia médica

El objetivo de esta norma es garantizar la seguridad de las personas y de los bienes contra los riesgos que pueden surgir por el uso de la energía eléctrica que se aplica a la red de distribución de energía en las instituciones de asistencia médica.

Esta norma pretende cubrir necesidades nacionales en el aspecto de la seguridad para las instalaciones eléctricas en construcciones, basadas en parámetros aplicados y validados mundialmente, los cuales garantizan a las instituciones medicas una cobertura amplia y eficiente para su seguridad y de los que de ella se sirven. Por otro lado, propende por la racionalización de la energía, obedeciendo a la necesidad imperiosa de preservar sus fuentes, como

³¹ Decreto 4725, Capítulo II, clasificación de los dispositivos médicos. Art 5, p. 8.

uno de los objetivos medioambientales que se deben lograr para evitar su agotamiento.

En esta norma se utilizan las unidades métricas de medida de acuerdo con el sistema internacional de unidades (SI)³².

2.1.2. National fire protection association - NFPA

La National Fire Protection Association. (99-1993) Entre otros puntos, esta norma está encaminada, en general, a la seguridad eléctrica en hospitales. También incluye una sección para los sistemas de potencia eléctrica, requisitos para los fabricantes de equipos biomédicos, periodos de inspección para uso en hospitales, y los límites de corriente de fuga y métodos de test³³.

2.1.3. Reglamento técnico de instalaciones eléctricas - RETIE, artículo 39

Aunque se clasifican como instalaciones especiales, la mayor importancia de este tipo de instalación radica en que los pacientes en áreas críticas pueden sufrir electrocución con corrientes del orden de microamperios, que pueden no ser detectadas ni medidas, especialmente cuando se conecta un conductor eléctrico directamente al músculo cardíaco del paciente, por lo que es necesario extremar las medidas de seguridad.

El objetivo primordial de este reglamento es la protección de los pacientes y demás personas que laboren o visiten dichos inmuebles, reduciendo al mínimo los riesgos eléctricos que puedan producir electrocución o quemaduras en las personas e incendios y explosiones en las áreas médicas.

Este reglamento es para que se cumplan los requisitos civiles, mecánicos y de fabricación de equipos. Igualmente, este Reglamento propicia el uso racional y eficiente de energía como una forma de protección al medio ambiente y garantía del abastecimiento energético que requiere el país³⁴.

2.2. SISTEMA DE TIERRA

Una diferencia de potencial entre superficies conductoras puede impulsar una corriente peligrosa si de alguna manera el paciente se situara en contacto con ellas.

³² NTC 2050, Norma Técnica Colombiana.

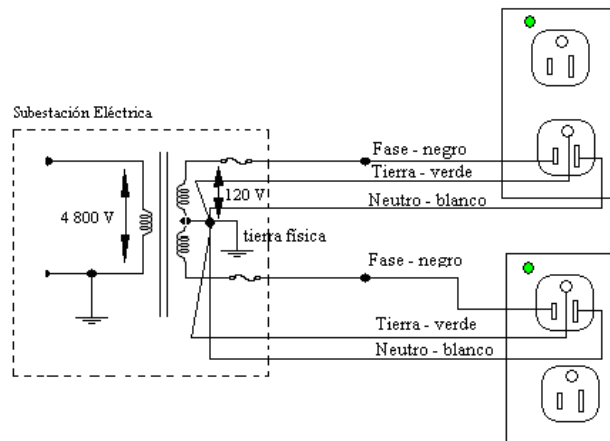
³³ NFPA No. 99, *Standard for Health Care Facilities*. Quincy, MA: National Fire Protection Association. 2002.

³⁴ Reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE. Artículo 39.

Un sistema de tierra debe asegurar la conexión a tierra de todas las superficies conductoras y receptáculos en el entorno del paciente, a fin de garantizar la equipotencialidad del entorno.

En las instalaciones hospitalarias es importante mantener un sistema de tierra equipotencial, uniendo las tierras en un panel único y evitando que entre diversos puntos de tierra aparezcan diferencias de tensión³⁵.

Figura 1: Conexión de tomas o receptáculos.



Fuente: RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de clase ingeniería clínica I, Universidad Autónoma de Occidente.

2.3. ENTORNO ELÉCTRICO

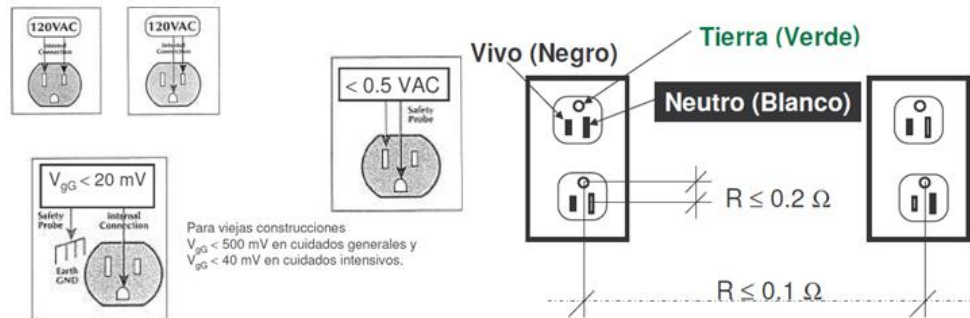
En cuidados generales debe haber cuatro receptáculos simples o dos de doble toma por cama. Por otro lado en las unidades de cuidados intensivos debe haber seis receptáculos simples o tres de doble toma por cama, según se referencia en la NTC 2050 sección 517³⁶.

Para los receptáculos o tomas la resistencia entre la tierra y el neutro no debe exceder los 0.2 Ω . La mínima fuerza mecánica para que se pueda retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas de un receptáculos es de

³⁶ RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de ingeniería clínica I. Cali, Colombia, 2008.

115 g; estos receptáculos deben encontrarse a una altura de 1,53 m, según se referencia en el RETIE art. 39³⁷.

Figura 2: Valores de resistencia y tensión de los receptáculos.



Fuente: RODRÍGUEZ, D., OBANDO, F., Material de clase ingeniería clínica I, Universidad Autónoma de Occidente.⁴

2.4. NORMATIVA PARA EQUIPOS

2.4.1. *International electrotechnical commission* - IEC

La *International Electrotechnical Commission* (IEC) ha adoptado y establecido los estándares sobre la seguridad para equipos biomédicos. Desde 1977 a la fecha estos se han modificado y se han enriqueciendo con un gran número de requerimientos particulares. Por ejemplo la norma IEC 60601-1; *Medical electrical equipment* - Part 1: *General requirements for basic safety and essential performance*, aprobada su última edición en el 2005, contiene los requerimientos básicos y esenciales aplicables generalmente a los equipos biomédicos. Sin embargo, en varios tipos de equipos biomédicos, estos requerimientos básicos han sido ampliados o modificados por otras normas colaterales o particulares, que también deberán tomarse en cuenta^{38 39 40}.

³⁷ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

³⁸ IEC 60664-1: 2002, Insulation Coordination for Equipment within low-voltage systems.

³⁹ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

⁴⁰ IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.

2.4.2. Límites de corriente recomendados

En casos en los cuales se distinguen equipos que tienen un conductor eléctrico que se dirige al corazón humano, es de suma importancia tener en cuenta los valores establecidos por el IEC 60 601 en condiciones normales de 0,01 mA y en condiciones de falla simple de 0,05 mA⁴¹.

La seguridad eléctrica dentro de espacios como quirófanos y UCIs debe representar una prioridad para el cuidado del paciente, es en estas aéreas donde el riesgo para el paciente aumenta considerablemente por fallas eléctricas en los sistemas de red y/o equipos biomédicos generándose posibilidad de choque eléctrico. Es por eso que hay la necesidad de realizar un excelente diagnóstico de los equipos e instalaciones biomédicas de manera continua.

2.4.3. Recomendaciones según la aplicación del equipo y su clasificación

De igual forma para realizar una adecuada inspección de los equipos biomédicos se debe tener en cuenta la clasificación del equipo y sus limitaciones en condiciones normales, en condiciones de fallo y corrientes de fuga.

2.4.3.1. Clasificación según el decreto 4725 del 2005, Colombia

Clase I. Son aquellos dispositivos médicos de bajo riesgo, sujetos a controles generales, no destinados para proteger o mantener la vida o para un uso de importancia especial en la prevención del deterioro de la salud humana y que no representan un riesgo potencial no razonable de enfermedad o lesión.

Clase IIa. Son los dispositivos médicos de riesgo moderado, sujetos a controles especiales en la fase de fabricación para demostrar su seguridad y efectividad.


Clase IIb. Son los dispositivos médicos de riesgo alto, sujetos a controles especiales en el diseño y fabricación para demostrar su seguridad y efectividad.

⁴¹ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,


Clase III. Son los dispositivos médicos de muy alto riesgo sujetos a controles especiales, destinados a proteger o mantener la vida o para un uso de importancia sustancial en la prevención del deterioro de la salud humana, o si su uso presenta un riesgo potencial de enfermedad o lesión⁴².

2.4.3.2. Clasificación según el tipo de protección contra descargas eléctricas


Equipos clase 1: Son aquellos equipos en los cuales la protección no solo se obtiene con el aislamiento básico sino que se incluirán precauciones auxiliares, de manera que se disponga de una conexión de las partes conductoras accesibles al conductor de tierra de forma permanente, para que en caso de que exista fallo de aislamiento y exista una sobre tensión, entren a jugar los elementos de protección separando o aislando el equipo de la fuente principal⁴³.


Equipos clase 2 (): Son equipos en los que la protección contra descargas eléctricas no se realiza únicamente con el aislamiento básico, sino que adicionalmente cuentan con aislamiento doble o aislamiento reforzado, no tienen conductor de puesta a tierra.

2.4.3.3. Clasificación según el grado de protección contra descargas eléctricas.

Tipo B (): Son equipos que no tienen partes directamente aplicadas al paciente.

Por lo tanto se les permite valores de corriente de fuga < 0,1 mA en N.C. (condiciones normales) y de 0,5 mA en S.F.C (condiciones de falla simple).

Tipo BF (): Son equipos con partes aplicadas al paciente (aplicadas de forma interna o externa sin conexión al corazón), flotante eléctricamente, por ende sus niveles de corriente de fuga permisibles son iguales a los del tipo B.

Tipo CF (): En estos se necesita de un mayor grado de protección pues presentan partes aplicadas directamente al corazón. Deben contar con valores de corriente de fuga < 0,01 mA en N.C. y de 0,05 mA en S.F.C⁴⁴.

2.4.4. Prueba de corrientes de fuga

⁴² Decreto 4725, Capítulo II, clasificación de los dispositivos médicos. Art 5, p. 8.

⁴³ RODRÍGUEZ, Op. Cit.,

⁴⁴ IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.

Para realizar la verificación de seguridad eléctrica de equipos biomédicos que hacen parte de una UCI y un quirófano, es necesario contar con un multímetro que ofrezca la resolución adecuada para hacer las mediciones y un equipo analizador de seguridad eléctrica para facilitar las mediciones, con el analizador se verifican los niveles de las corrientes de fuga en los equipos y si estos están acorde con los valores regidos por la norma^{45, 46}.

Cuadro 1: Corrientes de fuga, IEC 60601-1.

Descripción de la Prueba	Valores			Límites		
	CLASE I B BF CF			CLASE II B BF CF		
VOLTAJE SUMINISTRADO (V)						
PROTECCION CONTINUIDAD DE TIERRA (mΩ)	0.1 a 0.2					
RESISTENCIA DE AISLAMIENTO: (MΩ)						
- Alimentación F1 a Revestimiento	2	2	20	7	7	70
- Alimentación F2 a Revestimiento	2	2	20	7	7	70
- Alimentación a partes aplicadas	7	7	70	7	7	70
- Partes aplicadas a Revestimiento	5	5	50	5	5	50
CORRIENTE DERIVACION A TIERRA: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	1000	1000	1000			
- Condiciones normales	500	500	500			
- SFC Alimentación invertida y abierta	1000	1000	1000			
- Condiciones normales Alimentación invertida	500	500	500			
CORRIENTE DERIVACION CARCASA: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	500	500	500	500	500	500
- Condiciones normales	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta	500	500	500	500	500	500
- SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	500	500	500	500
- Condiciones normales Alimentación invertida	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	500	500	500	500
CORRIENTE DERIVACION A PACIENTE: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta	500	500	50			
- SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales Alimentación invertida	100	100	10	100	100	10
- SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	50			
- Alimentación en partes aplicadas		5000	50		5000	50
- Alimentación en partes aplicadas y alimentación invertida		5000	50		5000	50
CORRIENTE AUXILIAR A PACIENTE: (μA)						
- SFC Alimentación abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales	10	10	10	10	10	10
- SFC tierra abierta	500	500	50	500	500	50
- SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	50	500	500	50
- Condiciones normales Alimentación invertida	10	10	10	10	10	10
- SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	50			
CONSUMO DE CORRIENTE (mA)						

SFC: condición fallo simple.

Fuente: IEC 60601-1; *Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance*, 2005.

⁴⁵ Manual equipo analizador de seguridad eléctrica, FLUKE.

⁴⁶ IEC 60601-1; *Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance*, 2005.

3. GUÍA RÀPIDA PARA EL USO DEL ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÈCTRICA ESA601

Figura 3. Analizador de seguridad eléctrica ESA601.



Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos biomédicos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad.

Se puede usar con la norma IEC 60601-1 y con la ANS /AAMI ES1.

Este dispositivo es de versión estadounidense y su rango de operatividad respecto a la tensión es de 90-264 V, con frecuencia de 50/60 Hz y resiste una corriente de hasta 15 A.

ENCENDIDO

1. FUNCTION- SELECTION en OFF.
2. Interruptor POWER en ON.
3. La unidad comprueba polaridad correcta y el rango de tensión de entrada C.A.

Figura 4. Botón de encendido.



- ESPERAR 3 seg. a que el LED este en color verde, que indica que esta encendido.
- Se indica el FIRMWARE
- Luego si todo esta correcto la pantalla muestra OFF.

ADVERTENCIA

- Para evitar descargas eléctricas, el control FUNCTION- SELECTION debe estar en la posición OFF siempre que conecte o desconecte el equipo bajo prueba al ESA601.

Figura 5. Selección de funciones de pruebas.



Figura 7. Tomas de conexión de cables de paciente.



- Las tomas de cable paciente están identificadas con puntos con códigos de color AHA e IEC para conectar las derivaciones en forma adecuada para ECG estadounidense y el resto del mundo.

Figura 8. Receptáculo del analizador.



- Se debe conectar el cable eléctrico del dispositivo bajo prueba al receptáculo de prueba del analizador ESA601

Figura 9. Selección de la norma para la prueba.



- El interruptor deslizante permite la selección del estándar de medición, ANSI7AAMI ES1 ò IEC 60601-1, como se muestra en la figura 9.
- Seleccionar antes de iniciar la comprobación.

Figura 10. Tablero de funciones ESA601.



4. PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA QUE SE PUEDEN REALIZAR CON EL ANALIZADOR ESA 601.

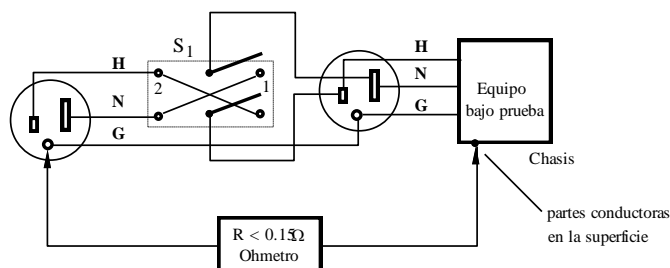
- Tensión de red o línea de red
- Resistencia de tierra o resistencia del tercer conductor del cable de alimentación
- Resistencia de aislamiento de la red eléctrica.
- Resistencia de aislamiento de electrodos.
- Corriente de fuga a tierra.
- Corriente de fuga de carcasa o chasis.
- Corriente de fuga a paciente o de derivación a tierra.
- Corriente de fuga a auxiliar de paciente o corriente de fuga de derivación a derivación.
- Corriente de fuga de la red a los electrodos o corriente de fuga del aislamiento de derivaciones.
- VDE: Corriente de fuga equivalente al dispositivo.
- VDE: Corriente de fuga equivalente al paciente.
- VDE: Corriente de fuga diferencial.
- Corriente de fuga de derivación doble.
- Tensión de derivación doble.

4.1. PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA EQUIPOS ELECTROMÉDICOS.

A continuación se presentan las pruebas más comunes en equipos electromédicos para la seguridad eléctrica

4.1.1. Resistencia entre chasis y borne de tierra.

Figura 11. Esquema de medición de resistencia entre borne de tierra y chasis.



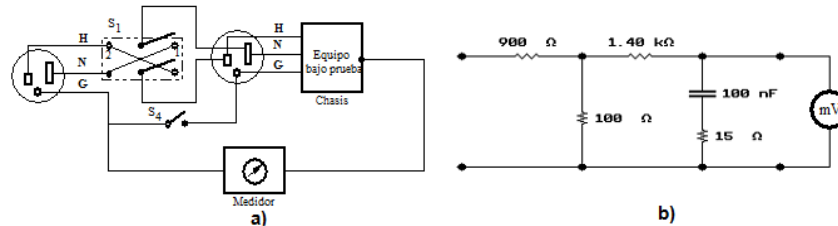
Fuente: RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

La resistencia entre el borne de tierra y el chasis del equipo o cualquier parte metálica no debe exceder los 0.15Ω . El esquema de medición es mostrado en la figura 11.

4.1.2. Corriente de fugas del chasis.

Las corrientes de fugas del chasis no deben exceder $500 \mu A$ en equipos que se ubicarán a trabajar fuera de las áreas de pacientes. Para equipos que estarán en la cercanía de pacientes solo se permitirán fugas de hasta $100 \mu A$ en condición de falla simple. El esquema de medición se muestra en la figura 12.

Figura 12. a) Circuito para medir las corrientes de fugas del chasis. b) Circuito para el medidor a ser usado.

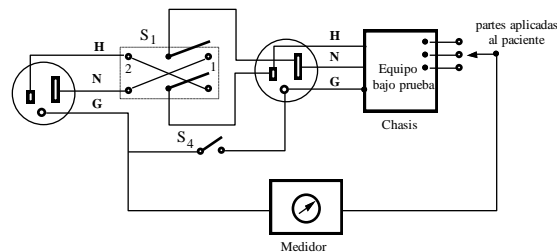


Fuente: RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

4.1.3. Corriente de fuga a través de terminales de paciente.

La corriente de fuga en las partes, del conductor o terminal aplicado al paciente es particularmente importante ya que comúnmente son los puntos de más baja impedancia en contacto con el paciente. Para equipos no aislados el límite en la corriente de fuga en tales puntos de contacto será de 50 μA , para equipos aislados el límite máximo será de 10 μA . Solo se permite conectar a catéteres o a electrodos sobre el corazón terminales provenientes de equipos aislados. Un esquema de medición se muestra en la figura 13.

Figura 13. Circuito para medir las corrientes de fuga a través de paciente.

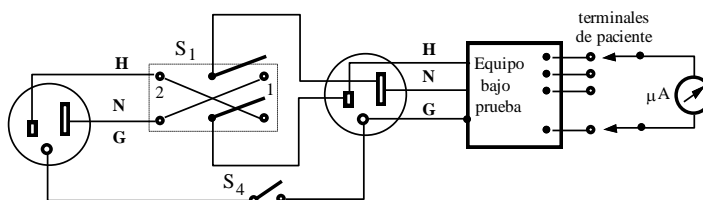


Fuente: RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

4.1.4. Corriente de fuga entre terminales de paciente.

También la corriente de fuga entre cualquiera dos terminales en contacto con el paciente o entre cualquier terminal y los terminales restantes debe ser medida a fin de garantizar que la corriente de fuga esté por debajo de $50 \mu\text{A}$ para equipos no aislados, para equipos aislados el límite máximo será de $10 \mu\text{A}$. El circuito de medición se muestra en la figura 14.

Figura 14. Circuito de medida para la corriente de fuga entre terminales de paciente.

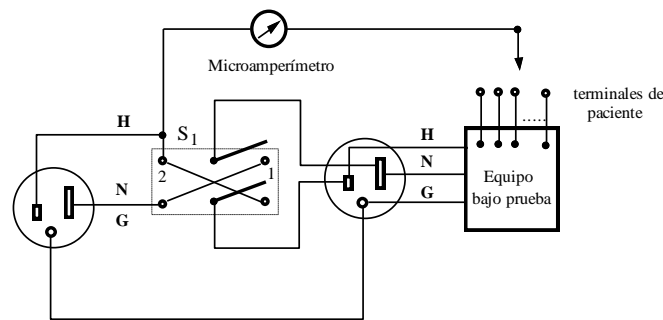


Fuente: RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

4.1.5. Corriente de fuga que circularía si apareciera tensión de línea sobre el paciente.

La corriente de fuga que circularía en el caso extremo que apareciera la tensión de línea aplicada a los terminales del paciente, puede medirse empleando el circuito que se muestra en la figura 15. La corriente de fuga en este caso debe ser menor de $50 \mu\text{A}$, a través de cada uno de los terminales de paciente en un equipo aislado.

Figura 15. Circuito para medir la corriente de fuga que circularía si apareciera la tensión de línea sobre el paciente.

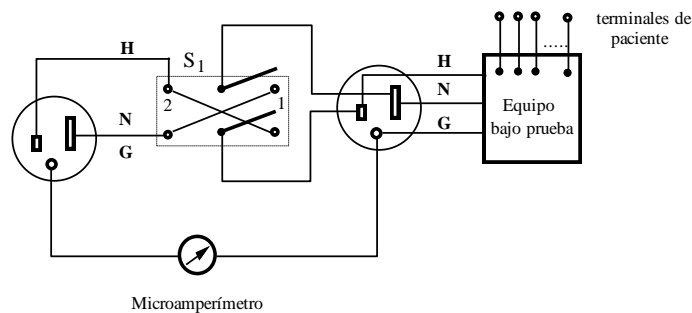


Fuente: RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

4.1.6. Corriente de fuga a través del conductor de tierra.

Un circuito para medir la corriente de fuga a través del tercer conductor o conductor de tierra se muestra en la figura 16.

Figura 16. Circuito para medir la corriente de fuga a través del tercer conductor

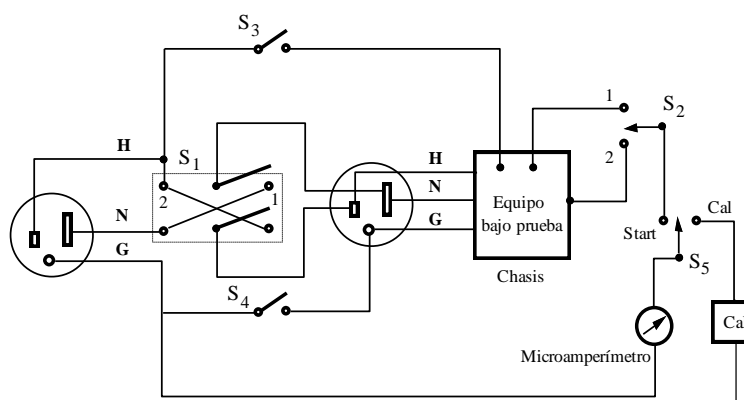


Fuente: RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

4.1.7. Diagrama del analizador de seguridad eléctrica.

Un diagrama en bloques de este equipo se muestra en la figura 17. El analizador de seguridad es calibrado pasando el conmutador S_5 a la posición de calibración. El equipo bajo prueba es conectado mediante un receptáculo de salida del equipo analizador de seguridad eléctrica. Para medir las fugas entre chasis y tierra del equipo que se prueba S_4 se abre mientras S_1 se selecciona en la posición 1, S_2 en la posición 2 y S_3 se abre. La corriente de fuga a tierra es entonces medida y se repite la misma medición conmutando S_1 a la posición 2, o lo que es lo mismo cambiando la polaridad de entrada. Cuando el conmutador S_2 es movido a la posición 1, la corriente de fuga del terminal en contacto con el paciente P_1 es medida. La corriente de fuga entre terminales conectados al paciente, es medida cuando se cierra S_3 es decir cuando la fase es aplicada a uno de los P-terminales.

Figura 17. Diagrama en bloques de un Equipo Analizador de Seguridad Eléctrica y tabla de funcionamiento.



Fuente: RODRÍGUEZ, E., "Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas". Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

Cuadro 2: Cuadro para selección de pruebas.

Medida	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅
Calibración	*	*	*	*	Cal
Fuga de chasis con polaridad normal a la entrada.	1	2	off	on	Start
Fuga a través del paciente con polaridad normal a la entrada.	1	1	off	on	Start
Fuga de chasis con polaridad invertida a la entrada	2	2	off	on	Start
Fuga a través del paciente con polaridad invertida a la entrada	2	1	off	on	Start
Fuga de chasis con tercer conductor abierto y polaridad normal a la entrada	1	2	off	off	Start
Fuga de chasis con tercer conductor abierto y polaridad invertida a la entrada	2	2	off	off	Start
Fuga a través del paciente con tercer conductor abierto y corto circuito entre un terminal de paciente y el vivo.	1	1	on	off	Start

Fuente: RODRÍGUEZ, E., "Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas". Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

4.2. CÓDIGOS DE ERROR ESA 601.

Cuadro 3: Códigos de error de diagnóstico durante el encendido.

CÓDIGO	DESCRIPCIÓN
0x01	Error de prueba de instrucción
0x02	Error de prueba de RAM
0x03	Error de suma de comprobación Flash

4.3. CÓDIGOS DE ERROR DE DIAGNÓSTICO

Cuadro 4: Códigos para diagnóstico de errores.

CÓDIGO	DESCRIPCIÓN	RESPUESTA DEL USUARIO
Err0	Error de suma comprobación de la EEPROM: la unidad necesita calibración.	Para continuar, mantenga pulsado el interruptor OHMS-FUNCTION en la posición OFFSET/ZERO 0
Err1	La CA de entrada esta fuera del rango. (Se enciende el LED POWER FAULT): El multímetro puede estar descalibrado.	Para continuar, mantenga pulsado el interruptor OHMS-FUNCTION en la posición OFFSET/ZERO 0
Err2	La tierra física a tensión neutra es incorrecta. (Se enciende el LED POWER FAULT): Esto puede significar que: <ul style="list-style-type: none"> > Los cables de CA con carga y neutro están invertidos. > Hay una conexión deficiente a tierra. > El multímetro puede necesitar calibración. 	Para continuar, mantenga pulsado el interruptor OHMS-FUNCTION en la posición OFFSET/ZERO 0
Err3	Error durante la inicialización del bus SPI. <ul style="list-style-type: none"> > Es un error fatal. 	Comuníquese con el departamento de servicio de Fluke .
Err4	error al leer datos del bus SPI desde el tablero de control eléctrico. Es un error fatal.	Comuníquese con el departamento de servicio de Fluke .
Err5	Sobrecarga de entrada continúa.	Para restablecer este error, quite las entradas el ESA601 y luego apague y vuelva a encender el instrumento.

4.4. ESPECIFICACIONES GENERALES.

Cuadro 5: Especificaciones técnicas ESA 601

Rango de tensión de funcionamiento.	Mínimo 90 v CA Máximo 264 v CA
Cables de línea y entrada de la red CA	16 A o superior, 250 v para equipos clase I en ambientes fríos.
Salida del equipo.	15 A, 250 v para equipo clase I en ambientes fríos para las versiones australiana, europea y estadounidense. Se reduce a 13 A para la versión del Reino Unido.
Circuitos de protección.	Las conexiones de E/S de señal (se excluye el puerto RS-232 y las conexiones a tierra) resisten una entrada continuada 264 V CA, 47-63 Hz o \approx 264 V CC sin daños permanentes.
Tamaño.	25 cm L. x 6,6 cm Prof. X 21 cm An.
Peso.	\leq 2,26 kg (5 libras)
Temperatura.	Funcionamiento: 10 a 40 °C. Almacenamiento: -25 a 50°C.
Humedad máxima.	80% de humedad relativa a 31 °C, disminuye linealmente hasta 50% de humedad relativa a 40 °C.

4.5. MEDICIÓN DE TENSIÓN

Cuadro 6: Especificaciones de tensión.

Selección del rango:	Automático
Rango (tensión de la red):	90 a 264 V de verdadero valor eficaz

Rango (tensión de acceso):	0 a 264 V de verdadero valor eficaz
Unidades de la pantalla:	V
Resolución de la pantalla:	1 V
Exactitud:	$\pm 2 \%$ de la lectura, ± 2 V
Factor de cresta:	< 3
Respuesta de frecuencia:	CC hasta 1000 Hz -3 dB
Impedancia de entrada CC:	2 M Ω

4.6. MEDICIÓN DE CORRIENTES DE FUGA

Cuadro 7: Especificaciones técnicas de corrientes de fuga.

Selección del rango:	Automático
Configuración:	La corriente RMS fluye a través de la carga de prueba IEC 60601-1 o AAMI (seleccionable).
Rango:	0 – 8000 μ A de verdadero valor eficaz
Unidades de la pantalla:	μ A
Resolución de la pantalla:	1 μ A
Exactitud:	$\pm 1 \%$ de la lectura $\pm 2 \mu$ A a CC y 25 Hz hasta 1000 Hz; $\pm 2,5 \%$ de la lectura hasta (± 2

	μA) 1 kHz hasta 200 kHz*
Factor de cresta:	< 3
Respuesta de frecuencia:	CC hasta 1 MHz -3 dB
Impedancia de entrada CC:	Según la figura 15 de IEC 601-1 1995.

Nota: * Entrada de escala completa.

(Una cruz) La exactitud de las corrientes de fuga de la red a los electrodos será de $\pm 2 \%$ de la lectura $\pm 6 \mu\text{A}$.

4.8. MEDICIÓN DE RESISTENCIA DE TIERRA.

Cuadro 8: Especificaciones de resistencia.

Selección del rango:	Automático
Rango.	0 a 1,999 Ω
Unidades de la pantalla:	Ω
Resolución de la pantalla:	0,001 Ω
Exactitud:	$\pm 2 \%$ de la lectura, $\pm 5 \Omega$
Amplitud de la fuente de corriente:	2 A CC ($\pm 10 \%$)

4.9. MEDICIÓN DE AISLAMIENTO

Cuadro 9: Especificaciones de aislamiento.

Selección del	Si
----------------------	----

rango:	
Rango:	0,5 MΩ a 100 MΩ
Unidades de la pantalla:	MΩ
Resolución de la pantalla:	0,1 MΩ
Exactitud:	0,5 MΩ a 20 MΩ, ± 2 % de la lectura ± 200 kΩ; por encima de 20 MΩ, ± 5 % de la lectura ± 200 Ω
Amplitud de la fuente de tensión:	501 CC (± 10 %)

4.10. CORRIENTE DIFERENCIAL

Cuadro 10: Especificaciones de corriente diferencial.

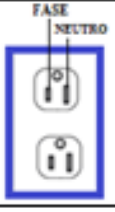
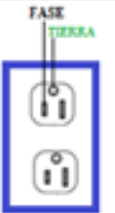
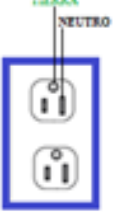
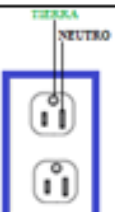
Selección del rango:	Automático
Rango.	10 μA a 10000 μA
Unidades de la pantalla:	μA
Resolución de la pantalla:	10 μA
Exactitud:	± 2 % de la escala total.

- **FLUKE RECOMIENDA CALIBRAR EL ESA601 UNA VEZ AL AÑO EN CENTRO DE SERVICIO DE FLUKE.**





5. FORMATOS PARA PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DEL ENTORNO PACIENTE Y DE EQUIPOS ELECTROMEDICOS (UCI).

A continuación se muestran los formatos para realizar las pruebas de seguridad eléctrica tanto en entorno como en equipos electromédicos.

➤ FORMATO PARA UCI

PRUEBAS		UCI/CUBÍCULO N° 																									
<p>Comprobar y medir con multímetro digital y/o analógico.</p>																											
<p>LA TENSION ENTRE FASE Y NEUTRO III°. DE RECEPTACULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSPITAL	REGUL.	EMERG.			<p>RECEPTACULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>PREVENCION</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>		VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION										
HOSPITAL	REGUL.																										
EMERG.																											
VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION																		
<p>LA TENSION ENTRE LA FASE Y LA TIERRA. III°. DE RECEPTACULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSPITAL	REGUL.	EMERG.			<p>RECEPTACULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>PREVENCION</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>		VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION										
HOSPITAL	REGUL.																										
EMERG.																											
VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION																		
<p>LA TENSION ENTRE EL NEUTRO Y LA TIERRA. III°. DE RECEPTACULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSPITAL	REGUL.	EMERG.			<p>RECEPTACULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>PREVENCION</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>		VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION										
HOSPITAL	REGUL.																										
EMERG.																											
VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION																		
<p>DESENERGIZAR EL SUMINISTRO ELÉCTRICO DE LOS RECEPTACULOS</p>																											
<p>RESISTENCIA ENTRE NEUTRO Y TIERRA III°. DE RECEPTACULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSPITAL	REGUL.	EMERG.			<p>RECEPTACULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>VALOR medido</td><td>PREVENCION</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>		VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION										
HOSPITAL	REGUL.																										
EMERG.																											
VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	VALOR medido	PREVENCION																		

➤ **FORMATO PARA QUIRÓFANO.**

PRUEBAS		QUIRÓFANO. N° 																																			
<p>Comprobar y medir con multímetro digital y/o analógico.</p>																																					
<p>LA TENSIÓN ENTRE FASE Y NEUTRO</p> <p>TIP. DE RECEPTÁCULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> <td></td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		HOSPITAL	REGUL.		EMERG.			<p>FASE NEUTRO</p> 		<p>RECEPTÁCULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>								valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido										
HOSPITAL	REGUL.																																				
EMERG.																																					
valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido																												
<p>LA TENSIÓN ENTRE LA FASE Y LA TIERRA.</p> <p>TIP. DE RECEPTÁCULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> <td></td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		HOSPITAL	REGUL.		EMERG.			<p>FASE TIERRA</p> 		<p>RECEPTÁCULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>								valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido										
HOSPITAL	REGUL.																																				
EMERG.																																					
valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido																												
<p>LA TENSIÓN ENTRE EL NEUTRO Y LA TIERRA.</p> <p>TIP. DE RECEPTÁCULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> <td></td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		HOSPITAL	REGUL.		EMERG.			<p>TIERRA NEUTRO</p> 		<p>RECEPTÁCULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>								valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido										
HOSPITAL	REGUL.																																				
EMERG.																																					
valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido																												
<p>DESENERGIZAR EL SUMINISTRO ELÉCTRICO DE LOS RECEPTÁCULOS.</p>																																					
<p>RESISTENCIA ENTRE NEUTRO Y TIERRA</p> <p>TIP. DE RECEPTÁCULO</p> <table border="1"> <tr> <td>HOSPITAL</td> <td>REGUL.</td> <td></td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		HOSPITAL	REGUL.		EMERG.			<p>TIERRA NEUTRO</p> 		<p>RECEPTÁCULO N°</p> <table border="1"> <tr> <td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td><td>valor medido</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>								valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido										
HOSPITAL	REGUL.																																				
EMERG.																																					
valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido	valor medido																												

6. PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DE ENTORNO.

RECEPTÁCULOS DE LA UCI Y QUIROFANOS

➤ **Herramientas:**

- Multímetro digital y/o análogo, se recomienda que tenga muy buena resolución.
- Test de pruebas de seguridad eléctrica.

- **Para las pruebas de tensión y resistencia se colocan los conductores de prueba siempre entre los terminales V y COM**

PRUEBA Nº 1, LA TENSIÓN ENTRE FASE Y NEUTRO

1. Inserte los conductores del multímetro como se indica en la figura 18. Esta es la forma correcta de colocar los conductores en los terminales para comenzar a realizar las mediciones.

Figura 18: Inserción de los conductores de prueba en los terminales de entrada V y COM en el multímetro.



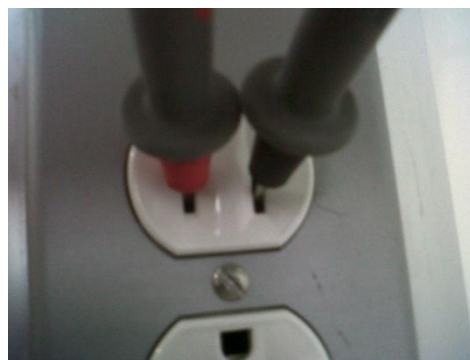
2. Gire la perilla del multímetro hasta ponerla en el lugar que indica la figura 19. Quiere decir que para iniciar las mediciones en los receptáculos la perilla del multímetro debe estar en mediciones para corriente alterna.

Figura 19: Giro de la perilla del multímetro.



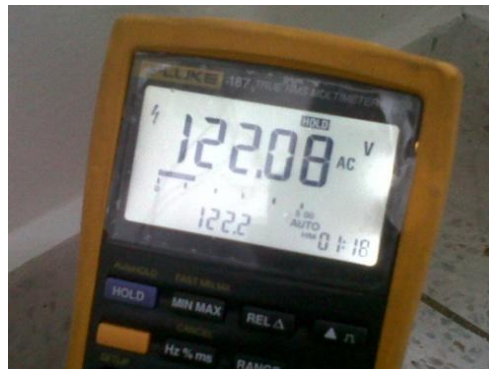
3. Se introducen las puntas del multímetro dentro del tomacorriente, como se indica en la figura 20.

Figura 20: Introducción de puntas en el receptáculo, fase y neutro.



4. Se procede a hacer la lectura del valor de tensión entre fase y neutro, esta se observa en el multímetro. Ver Figura 21.

Figura 21: Visualización en el multímetro

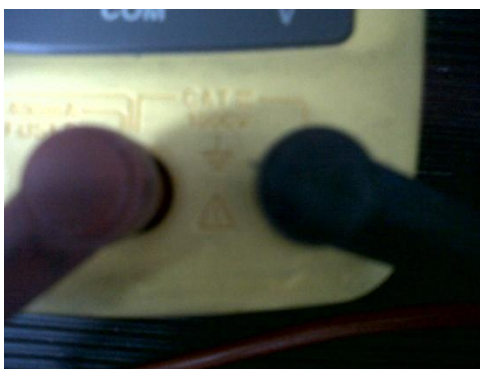


5. Se procede a copiar el valor leído del multímetro en el formato para la prueba de seguridad eléctrica.
6. Para esta prueba se realizan las mismas mediciones ocho veces para escoger el mejor dato para los cálculos de incertidumbre, luego de ser anotadas en el formato se realiza un promedio de las mediciones para así evidenciar el valor correspondiente a dicha prueba.

PRUEBA Nº 2. LA TENSIÓN ENTRE FASE Y TIERRA

1. Inserte los conductores del multímetro como se indica en la figura 22. Esta es la forma correcta de colocar los conductores para comenzar a realizar las mediciones.

Figura 22: Inserción de los conductores de prueba en los terminales de entrada V y COM en el multímetro.



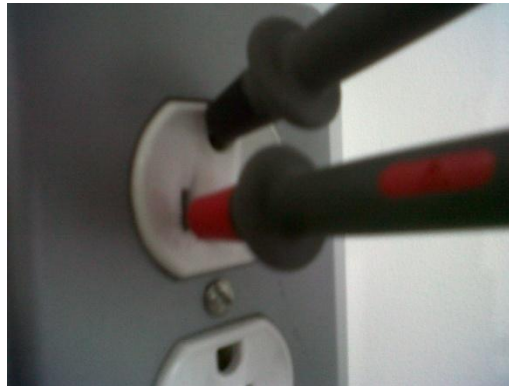
2. Gire la perilla del multímetro hasta ponerla en el lugar que indica la figura 23. Quiere decir que para iniciar las mediciones en los receptáculos la perilla del multímetro debe estar en mediciones para corriente alterna.

Figura 23: Giro de la perilla del multímetro.



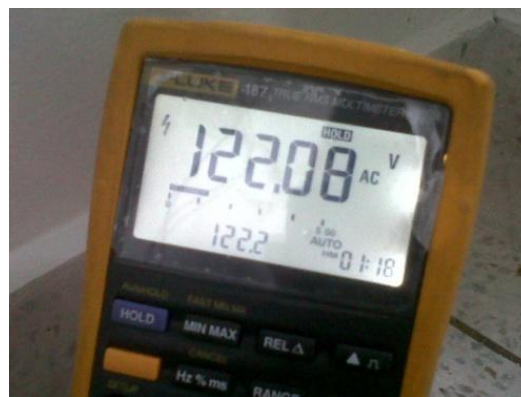
3. Se introducen las puntas del multímetro dentro del tomacorriente, como se indica en la figura 24.

Figura 24: Introducción de puntas en el receptáculo, fase y tierra.



Se procede a hacer la lectura del valor de tensión entre fase y tierra, esta se observa en el multímetro. Véase Figura 25

Figura 25: Lectura del valor medido en el multímetro.



4. Se procede a copiar el valor leído del multímetro en el test de seguridad eléctrica.
5. Para esta prueba se realizan las mismas mediciones ocho veces, luego de ser anotadas en el formato de se realiza un promedio de las mediciones para así evidenciar el valor correspondiente a dicha prueba.

PRUEBA Nº 3. LA TENSIÓN ENTRE NEUTRO Y TIERRA

1. Inserte los conductores del multímetro como se indica en la figura 26. Esta es la forma correcta de colocar los conductores para comenzar a realizar las mediciones.

Figura 26: Inserción de los conductores de medición en el multímetro.



2. Gire la perilla del multímetro hasta ponerla en el lugar que indica la figura 27. Quiere decir que para iniciar las mediciones en los receptáculos la perilla del multímetro debe estar en mediciones para corriente alterna.

Figura 27: Giro de la perilla del multímetro.



3. Se introducen las puntas del multímetro dentro del tomacorriente, como se indica en la figura 28.

Figura 28: Introducción de puntas en el receptáculo, neutro y tierra.



4. Se procede a hacer la lectura del valor de tensión entre fase y tierra, esta se observa en el multímetro. Véase Figura 29.

Figura 29: Lectura del valor de tensión en el multímetro.



5. Se procede a copiar el valor leído del multímetro en el formato de prueba de seguridad eléctrica.
6. Para esta prueba se realizan las mismas mediciones ocho veces, luego de ser anotadas en el formato se realiza un promedio de las mediciones para así evidenciar el valor correspondiente a dicha prueba.

PRUEBA Nº 4. LA RESISTENCIA ENTRE NEUTRO Y TIERRA

1. Inserte los conductores del multímetro como se indica en la figura 30. Esta es la forma correcta de colocar las pinzas para comenzar a realizar las mediciones.

Figura 30: Inserción de los conductores de medición en el multímetro.



2. Gire la perilla del multímetro hasta ponerla en el lugar que indica la figura 31. Quiere decir que para iniciar las mediciones en los receptáculos la perilla del multímetro debe estar en mediciones para resistencia.

Figura 31: Giro de la perilla del multímetro.



3. Se introducen las puntas del multímetro dentro del tomacorriente, como se indica en la figura 32.

Figura 32: Introducción de puntas en el receptáculo, neutro y tierra.







4. se procede a hacer la lectura del valor de resistencia entre neutro y tierra, esta se observa en el multímetro. Figura 33.

Figura 33: valor de resistencia entre neutro y tierra



5. Se procede a copiar el valor leído del multímetro en el formato de seguridad eléctrica.
6. Para esta prueba se realizan las mismas mediciones ocho veces, luego de ser anotadas en el formato se realiza un promedio de las mediciones para así evidenciar el valor correspondiente a dicha prueba.

➤ **FORMATO DE PRUEBAS TENSIÓN MECÁNICA (UCI).**

PRUEBA		UCI CUBICULO N° _____								
<p>Determine la mínima fuerza mecánica para poder retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas del receptáculo.</p>		<div style="border: 1px solid black; padding: 2px;"> <p>> DE 115 gr PASA LA PRUEBA</p> <p>< DE 115 gr NO PASA LA PRUEBA</p> </div>								
		Neutro			Tierra			Fase		
 TIP. DE RECEPTÁCULO HOSP. REGUL. EMERG.	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
 TIP. DE RECEPTÁCULO HOSP. REGUL. EMERG.	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
 TIP. DE RECEPTÁCULO HOSP. REGUL. EMERG.	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
 TIP. DE RECEPTÁCULO HOSP. REGUL. EMERG.	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	RECEP. N°	PASO	FALLO	
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			
	RECEP. N°			RECEP. N°			RECEP. N°			

➤ **FORMATO DE PRUEBAS TENSIÓN MECÁNICA (QUIROFANO).**

PRUEBA		QUIROFANO. N°																																
Determine la mínima fuerza mecánica para poder retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas del receptáculo.		<div style="border: 1px solid black; padding: 2px;"> > DE 115 gr PA SA LA PRUEBA < DE 115 gr NO PA SA LA PRUEBA </div>																																
	Neutro	Tierra	Fase																															
 TIP. DE RECEPTÁCULO <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>HOSP.</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSP.	REGUL.	EMERG.		<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO
HOSP.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
 TIP. DE RECEPTÁCULO <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>HOSP.</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSP.	REGUL.	EMERG.		<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO
HOSP.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
 TIP. DE RECEPTÁCULO <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>HOSP.</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSP.	REGUL.	EMERG.		<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO
HOSP.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
 TIP. DE RECEPTÁCULO <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>HOSP.</td> <td>REGUL.</td> </tr> <tr> <td>EMERG.</td> <td></td> </tr> </table>	HOSP.	REGUL.	EMERG.		<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	<table border="1"> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> <tr><td>RECET. N°</td><td>PASO</td><td>FALLO</td></tr> </table>	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO	RECET. N°	PASO	FALLO
HOSP.	REGUL.																																	
EMERG.																																		
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																
RECET. N°	PASO	FALLO																																

7. PROCEDIMIENTO PARA PRUEBAS DE TENSIÓN MECÁNICA

➤ Herramientas:

- Clavijas por cada una de los polos del tomacorriente. (Ver figura 49)
- Dinamómetro con una escala (0 – 5) N. (Ver figura 50)
- Formato para prueba de entorno de tensión mecánica quirófano ó UCI.

Figura 34: Clavijas y dinamómetro.



1. Inserte la clavija para la fase en el polo de fase del tomacorriente.
2. Asegure la argolla de la clavija con el punto de agarre del dinamómetro.
3. Hale el dinamómetro de forma perpendicular a la superficie del tomacorriente hasta que se registre un valor por encima del establecido por la norma (NFPA 99, *chapter 4 electrical systems requirements*), el cual puede ser 115 g ó 1,3 N, En el caso que no se supere este valor la prueba seda como no paso. (Ver figura 50).
4. Registre si el polo de fase pasó (≥ 115 g ó 1,3 N) o falló (< 115 g ó 1,3 N) la prueba, en la ficha técnica para prueba de entorno de tensión mecánica (pasó o falló).
5. Si el polo de fase pasó (≥ 115 g ó 1,3 N), se continúa con la prueba para el polo neutro; si el polo de fase falló la prueba (< 115 g ó 1,3 N), no se continúa con la siguiente prueba, y se recomienda cambiar el receptáculo.
6. Si el polo neutro pasó (≥ 115 g ó 1,3 N), se continúa con la prueba para el polo de tierra; si el polo de tierra falló la prueba (< 115 g ó 1,3 N), se recomienda cambiar el receptáculo, si el polo de tierra pasó la prueba, siga con las mismas pruebas para fase, neutro y tierra con el siguiente tomacorriente; siga el mismo procedimiento con los demás receptáculos.

Figura 35: indicación de para usar el dinamómetro anclado a la clavija.



8. PROCEDIMIENTO PARA MEDCIONES DE EQUIPOTENCIALIDAD

- FORMATO PARA PRUEBAS EQUIPOTENCIALIDAD (UCI Y QUIROFANO).

PRUEBA DE EQUIPOTENCIALIDAD						
<p style="text-align: center; margin: 0;">AREA DE PRUEBA</p> <div style="display: flex; justify-content: space-between; margin-top: 10px;"> <div style="width: 45%;"> <input type="checkbox"/> UCI CUBICULO N° <input style="width: 40px;" type="text"/> </div> <div style="width: 45%;"> <input type="checkbox"/> QUIRÓFANO N° <input style="width: 40px;" type="text"/> </div> </div>						
PRUEBAS	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3	MEDIDA 4	MEDIDA 5	PROMEDIO
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B						
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA						
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELÉCTRICA						
AIRE VS CAMA QUIRÓFANO						

Para la medición y registro de módulos de equipotencialidad se uso el multímetro FLUKE anteriormente mencionado.

En quirófanos y UCI se realizaron las mediciones de diferencia de potencial entre el equipo bajo prueba y otro equipo médico a través del pin o tierra de chasis que tiene en la parte trasera los equipos, de esta forma se determina la tensión existe entre tierras y se verifica si se encuentra dentro de los límites de la norma NFPA-99 la cual referencia un máximo de tensión 40 mV ó 0,04 V.

El mismo procedimiento se realizó para la medición de equipotencialidad entre el equipo bajo prueba y las superficies metálicas presentes en el entorno del paciente, como la rejilla del aire acondicionado, y la mesa de cirugía. Finalmente se realiza la misma prueba entre superficies metálicas.

9. PROTOCOLOS PARA PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA

- ELECTROBISTURÍ
- ELECTROCARDIOGRAFO
- DESFIBRILADOR
- MONITOR DE SIGNOS VITALES

9.1. PROTOCOLO DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA EL ELECTROCARDIOGRAFO (ECG)

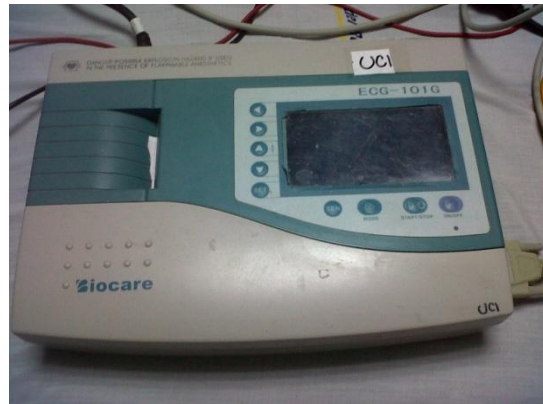
BREVE DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO.

El electrocardiógrafo es un dispositivo biomédico que detecta las actividades del corazón y las reproduce en un gráfico grabado como respuesta de un voltaje en el tiempo.

Las unidades que integran el ECG están directamente relacionadas a los impulsos eléctricos de los eventos del corazón, y sus variaciones o anomalías.

Los trazos del ECG manifiestan la actividad eléctrica que es detectada por dos o más electrodos los cuales son colocados en sitios estratégicos de la piel a los cuales se les llama derivación. Las doce derivaciones dadas por la localización de diez electrodos forman el ECG completo. Con ciertas normas y guías de interpretación se desarrollan criterios que aseguran que los errores de grabación del ECG no interfieran en su correcta interpretación por parte del personal asistencial.

Figura 36. ECG Biocare



Nota: Es importante leer cuidadosamente este protocolo de seguridad eléctrica, así como el manual de uso y las instrucciones del fabricante. Se debe estar seguro que se entiende cómo funciona el equipo y el significado de cada mando de control y tener conocimientos previos de seguridad eléctrica. Si se detecta fallo en un equipo, éste deberá ser reparado o reemplazado.

RECOMENDACIONES GENERALES

- Revise la carcasa exterior del equipo y condición física en general. La carcasa debe estar en buena condición, observe que no tenga señas de fuertes abusos.
- Revise que la clavija no esté dañada, se recomienda mover la cabeza del enchufe para determinar que el agarre al tomacorriente es seguro.
- Revise el cordón o cable por si hay señales de ruptura. Si está dañado, reemplazar el cordón entero.
- Revise los cordones o cables de cada derivación, inspeccione que tengan continuidad, que no tengan rupturas y que estén en condiciones óptimas para realizar las pruebas de seguridad eléctrica. De lo contrario cambie los cordones de las derivaciones.
- Revise que el terminal y el cordón están fuertemente unidos sin posibilidad de rotación del terminal sobre el cordón.

HERRAMIENTAS

- FICHA TECNICA PARA LA PRUEBA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- CABLE CONDUCTOR DE CONEXIÓN PARA PIN DE TIERRA.
- CABLES DE ECG

Figura 37. Analizador de seguridad eléctrica ESA601.



Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos biomédicos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad.

Se puede usar con la norma IEC 60601-1 y con la ANS /AAMI ES1.

Este dispositivo es de versión estadounidense y su rango de operatividad respecto a la tensión es de 90-264 V, con frecuencia de 50/60 Hz y resiste una corriente de hasta 15 A.

1. Selección de la norma de prueba.

El interruptor deslizable permite la selección de la norma con la cual se desea realizar la medición ANSI/AAMI ES1 ó IEC 60601-1.

Figura 38. Selección de norma.



- Seleccionar antes de iniciar la comprobación.
- 2. Conectar los electrodos del ECG a la toma universal en el panel posterior del ESA601.

Figura 39. Conexión del analizador con un equipo biomédico.



Figura 40. Tomas de conexión ECG.



- Las tomas están identificadas con puntos con códigos de color AHA e IEC para conectar las derivaciones en forma adecuada para ECG estadounidense y el resto del mundo.
- 3. Conectar el cable eléctrico del dispositivo a prueba al receptáculo de prueba del ESA601.

Figura 41. Receptáculo del analizador.

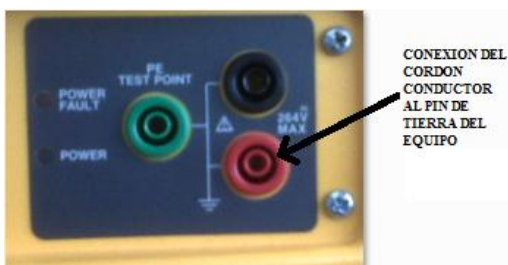


4. Conectar con un cable conductivo el pin de tierra del equipo que se va a comprobar, en la parte posterior del analizador ESA601. (Ver figura 7 y 8)

Figura 42. Pin de tierra del equipo.



Figura 43. Sitio de conexión del cordón.



ENCENDIDO

5. FUNCTION- SELECTION en OFF.
6. Interruptor POWER en ON. La unidad comprueba polaridad correcta y el rango de tensión de entrada C.A.

Figura 44. Botón de encendido.



- Esperar 3 seg. a que el LED este en color verde, que indica que esta encendido, luego si todo esta correcto la pantalla muestra OFF.

ADVERTENCIA

- Para evitar descargas eléctricas, el control FUNCTION- SELECTION debe estar en la posición OFF siempre que conecte o desconecte un dispositivo a prueba al ESA601.

9.1.1. PROCEDIMIENTO PARA PRUEBAS DE CORRIENTES DE FUGA DE EQUIPOS BIOMÉDICOS.

7. Seleccione la prueba de corriente de fuga con la que desea iniciar las pruebas. Recuerde que los datos arrojados se encuentran en μA como indica el seleccionador funciones.

Figura 45. Tablero de funciones ESA601.



8. Seleccione la prueba para medir la tensión de línea, espere 3 seg para que el analizador ESA601 muestre el valor, este debe ser anotado en la ficha técnica para pruebas de equipos biomédicos.

Figura 46. Selección de prueba, para el valor de alimentación del equipo.



9. Seleccione la prueba para medir la resistencia del tercer conductor, espere 3 seg para que el analizador ESA601 muestre el valor, este debe ser anotado en la ficha técnica para pruebas de equipos biomédicos

Figura 47. Resistencia del tercer conductor del cable de alimentación..



10. Seleccione la prueba para medir corriente de derivación a tierra, espere 3 seg para que el analizador ESA601 le muestre el valor, este debe ser anotado en la ficha técnica para pruebas de equipos biomédicos.

Figura 48. Selección para medir corrientes de fuga de derivación a tierra.



A tener en cuenta al momento de realizar las pruebas.

- Para condiciones de fallo se debe oprimir el botón de selección para abrir o cerrar la alimentación, en el momento que la alimentación se abra el led se enciende.

Figura 49. Selección para alimentación abierta o cerrada según el caso.



- Para condiciones de fallo se debe oprimir el botón de selección para abrir o cerrar el tercer conductor, si se desea hacer la prueba de corriente de fuga a tierra no se simula la falla de conductor de tierra abierto, en el momento que la tierra se abra el led se enciende.

Figura 50. Selección para abrir el conductor de tierra.



- Para condiciones de fallo se debe se debe oprimir los botones de selección para invertir la polaridad y para abrir o cerrar la alimentación, en el momento que la alimentación se abra el led se enciende.

Figura 51. Selección para invertir la polaridad y abrir la alimentación.



Nota: se debe seguir el mismo procedimiento con las siguientes selecciones de prueba.

11. Seleccione la prueba para medir corriente de derivación a carcasa, espere 3 seg para que el analizador ESA601 le muestre el valor, este debe ser anotado en la ficha técnica para pruebas de equipos biomédicos, se debe usar alternadamente a este protocolo la ficha técnica para pruebas de equipos biomédicos.

Figura 52. Selección para medir corrientes de fuga de derivación a carcasa.



12. Seleccione la prueba para medir corriente de derivación a paciente, espere 3 seg para que el analizador ESA601 le muestre el valor, este debe ser anotado en la ficha técnica para pruebas de equipos biomédicos, la prueba se realiza a cada cable de paciente girando el seleccionador de ECG (figura 53) en la posición adecuada.

Figura 53. Selección para medir corrientes de fuga de derivación a paciente.



9.2. PROTOCOLO DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA EL DESFIBRILADOR

Figura 54. Desfibrilador ZOLL



BREVE DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO.

Los desfibriladores son instrumentos para ser usados en situaciones críticas que implique la resurrección de un paciente. Una falla en su funcionamiento, puede resultar en la muerte de un paciente que requiere una inmediata desfibrilación o producir un daño cardíaco.

Este dispositivo se usa UCI's, quirófanos, unidades de coronarias, urgencias, áreas de observación y ambulancias. Los desfibriladores además de tener la función de desfibrilación poseen también la función de monitorización en una sola unidad la cual permite al operador rápidamente valorar y monitorizar el ECG y aplicar un pulso de desfibrilación cuando sea requerido.

Pueden funcionar con batería o conectados a la red eléctrica, lo cual indica que se pueden usar mientras se transporta dentro de un hospital, en una ambulancia o utilizados por ejemplo para una intervención en un accidente en una autopista.

HERRAMIENTAS

- FICHA TÉCNICA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- CABLE CONDUCTOR DE CONEXIÓN PARA PIN DE TIERRA.

RECOMENDACIONES GENERALES

- Revise la carcasa exterior del equipo y condiciones físicas en general. La carcasa debe estar en buenas condiciones, observe que no tenga señas de fuertes abusos.
- Revise que la clavija no esté dañada, se recomienda mover la cabeza del enchufe para determinar que el agarre al tomacorriente es seguro.
- Revise el cordón o cable por si hay señales de ruptura. Si está dañado, reemplazar el cordón entero.
- Revise que el terminal y el cordón están fuertemente unidos sin posibilidad de rotación del terminal sobre el cordón.

Figura 55. Analizador de seguridad eléctrica ESA601.



Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos biomédicos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad.

Se puede usar con la norma IEC 60601-1 y con la ANS /AAMI ES1.

Este dispositivo es de versión estadounidense y su rango de operatividad respecto a la tensión es de 90-264 V, con frecuencia de 50/60 Hz y resiste una corriente de hasta 15 A.

1. Selección de norma de prueba

El interruptor deslizable permite la selección de la norma con la cual se desea realizar la medición ANSI/AAMI ES1 ó IEC 60601-1.

Figura 56. Selección de norma.



➤ Seleccionar antes de iniciar la comprobación.

2. Conectar el desfibrilador al analizador en el receptáculo de prueba del analizador de seguridad eléctrica ESA601.

Figura 57. Conexión del desfibrilador al analizador.

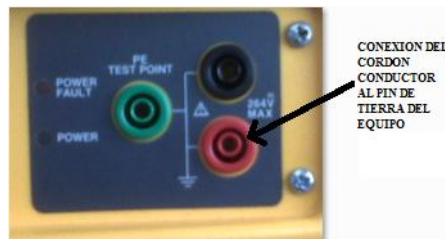


3. Conectar con un cable conductivo el pin de tierra del equipo que se va a comprobar, en la parte posterior del analizador ESA601. (Ver figura 22 y 23)

Figura 58. Pin de tierra del equipo.



Figura 59. Sitio de conexión del cordón.



ENCENDIDO

4. FUNCTION- SELECTION en OFF.
5. Interruptor POWER en ON. La unidad comprueba polaridad correcta y el rango de tensión de entrada C.A.

Figura 60. Botón de encendido.



- Esperar 3 seg. a que el LED este en color verde, que indica que esta encendido. Luego si todo esta correcto la pantalla muestra OFF.

ADVERTENCIA

➤ Para evitar descargas eléctricas, el control FUNCTION- SELECTION debe estar en la posición OFF siempre que conecte o desconecte un dispositivo prueba al ESA601.

6. Gire la perilla del desfibrilador para encender el equipo biomédico.

Figura 61. Perilla de encendido.



7. Retornar a la sección 9.1.1 en donde se encuentra el procedimiento para pruebas de corrientes de fuga de equipos biomédicos y continúe con los pasos allí descritos.

9.3. PROTOCOLO DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA EL ELECTROBISTURÍ

BREVE DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO.

En la electrocirugía, el tejido es destruido por la conversión de la energía eléctrica de alta frecuencia en calor al hacer contacto con el tejido. La densidad de corriente y su duración determinan la cantidad de calor generado y el tejido destruido. Los electrodos usados específicamente para corte tienen pequeñas puntas o filos para concentrar la corriente durante el procedimiento quirúrgico, los electrodos activos tienen puntas muy pequeñas para incrementar la corriente en el sitio de operación.

El electrobisturí trabaja con corrientes continuas senoidales no moduladas desde 0.2 a 3 MHz en tren continuo para cortar el tejido usando un electrodo de corte. En cuanto a la intensidad de calor esta hace explotar y volatilizar las células del tejido sobre el cual se ubica el electrodo de corte. Este tipo de corriente puede también ser usado para coagular usando un electrodo de mayor superficie, para esto se aplican ondas moduladas junto con corrientes de explosión, las cuales coagulan y disecan por medio de la generación de calor aplicado en una región ancha de tejido, esto ocurre porque al secarse los residuos de las fibras dejadas por la rápida deshidratación de las células los vasos se bloquean y se evita el sangrado. La combinación de formas de onda moduladas con ondas no moduladas, hace que se pueda tener corte y coagulación simultáneamente.

Para la *técnica monopolar* se requiere un electrodo pequeño al cual se le llama electrodo activo y uno de mayor tamaño al cual se llama neutro, placa de paciente, o electrodo dispersorio. La pequeña superficie del electrodo activo suministra muy buenos resultados en el corte y la coagulación.

El electrodo neutro que con un área relativamente grande, se pone en contacto con el cuerpo del paciente proporcionando de esta forma una trayectoria de retorno a las corrientes de alta frecuencia con una densidad muy baja en los tejidos del cuerpo. De esta manera se evitan efectos físicos tales como las quemaduras.

Para la *técnica bipolar* no se utiliza el electrodo neutro. Ambos electrodos son generalmente del mismo tamaño, por ejemplo, los terminales de las pinzas donde la corriente fluye localmente desde un extremo al otro extremo. Esta técnica es la más utilizada para coagulación.

La placa de paciente o electrodo neutro de los equipos actuales está dividida en dos partes, de esta forma se controla todo el circuito incluyendo el contacto entre los electrodos y el paciente.

Figura 62. Electrobisturí FORCE 2 Valleylab.



HERRAMIENTAS

- FICHA TECNICA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- CABLE CONDUCTOR DE CONEXIÓN PARA PIN DE TIERRA.

RECOMENDACIONES GENERALES

- Revise la carcasa exterior del equipo y condiciones físicas en general. La carcasa debe estar en buenas condiciones, observe que no tenga señas de fuertes abusos.
- Revise que la clavija no esté dañada, se recomienda mover la cabeza del enchufe para determinar que el agarre al tomacorriente es seguro.
- Revise el cordón o cable por si hay señales de ruptura. Si está dañado, reemplazar el cordón entero.
- Revise que el terminal y el cordón están fuertemente unidos sin posibilidad de rotación del terminal sobre el cordón.

- Revisar cuidadosamente los cables de los electrodos neutros o placas de paciente, por si tienen cualquier posible rotura en su aislamiento o de otros daños evidentes.

Figura 63. Analizador de seguridad eléctrica ESA601.



Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos biomédicos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad.

Se puede usar con la norma IEC 60601-1 y con la ANS /AAMI ES1.

Este dispositivo es de versión estadounidense y su rango de operatividad respecto a la tensión es de 90-264 V, con frecuencia de 50/60 Hz y resiste una corriente de hasta 15 A.

1. Selección de la carga de prueba

El interruptor deslizable permite la selección de la norma con la cual se desea realizar la medición ANSI/AAMI ES1 ó IEC 60601-1.

Figura 64. Selección de norma.



- Seleccionar antes de iniciar la comprobación.
- 2. Conectar el electrobisturí al analizador en el receptáculo de prueba del analizador de seguridad eléctrica ESA601.

Figura 65. Conexión del electrobisturí al analizador.



- 3. Conectar con un cable conductivo el pin de tierra del electrobisturí que se va a comprobar, en la parte posterior del analizador ESA601. (Ver figura 66)

Figura 66. Pin de tierra del equipo.



Figura 67. Sitio de conexión del cordón.



ENCENDIDO

4. FUNCTION- SELECTION en OFF.
5. Interruptor POWER en ON. La unidad comprueba polaridad correcta y el rango de tensión de entrada C.A.

Figura 68. Botón de encendido.



- Esperar 3 seg. a que el LED este en color verde, que indica que esta encendido. Luego si todo esta correcto la pantalla muestra OFF.

ADVERTENCIA

➤ Para evitar descargas eléctricas, el control FUNCTION- SELECTION debe estar en la posición OFF siempre que conecte o desconecte un dispositivo prueba al ESA601.

6. Presione el botón de encendido del electrobisturí para encenderlo e iniciar comprobaciones.

Figura 69. Botón de encendido.



7. Retornar a la sección 9.1.1 en donde se encuentra el procedimiento para pruebas de corrientes de fuga de equipos biomédicos y continúe con los pasos allí descritos.

9.4. PROTOCOLO DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA MONITOR DE SIGNOS VITALES.

BREVE DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO.

EL monitor de signos vitales es un dispositivo biomédico con el cual se detectan, procesan y se despliegan parámetros fisiológicos de un paciente, este además posee un sistema de alarmas los cuales indican cuando hay algún parámetro fuera del límite. Se consideran como principales parámetros fisiológicos: la frecuencia cardíaca (FC), la temperatura periférica (T^a), la frecuencia respiratoria (FR), saturación de oxígeno ($SatO_2$) mediante pulsioximetría y la presión arterial por medio de mango neumático (PA). Gracias al monitoreo continuo se evalúa en todo momento las condiciones fisiológicas del paciente, lo que lleva a realizar mejores valoraciones y tener una buena toma de decisiones en el diagnóstico y en el tratamiento.

Entre los principios de operación de el MSV se encuentran los preconfigurados, modulares o ambos, en el primero el fabricante fija los parámetros en fabrica, los modulares poseen módulos independientes para cada parámetro de forma uni o multiparametros. Los monitores pueden estar fijos a un soporte o pueden ser de transporte, en cuanto a su forma de transporte puede ser intrahospitalaria o interhospitalaria; en la primera se usan para monitorizar a un paciente durante el traslado de un área a otra dentro de la institución hospitalaria y en la segunda se usan durante el traslado de un paciente de una institución a otra mediante un ambulancia.

Figura 70. MONITOR DE SIGNOS VITALES MINDRAY PM 9000



HERRAMIENTAS

- FICHA TÉCNICA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÉCTRICA
- CABLE CONDUCTOR DE CONEXIÓN PARA PIN DE TIERRA.

RECOMENDACIONES GENERALES

- Revise la carcasa exterior del equipo y condiciones físicas en general. La carcasa debe estar en buenas condiciones, observe que no tenga señas de fuertes abusos.
- Revise que la clavija no esté dañada, se recomienda mover la cabeza del enchufe para determinar que el agarre al tomacorriente es seguro.
- Revise el cordón o cable por si hay señales de ruptura. Si está dañado, reemplazar el cordón entero.
- Revise que el terminal y el cordón están fuertemente unidos sin posibilidad de rotación del terminal sobre el cordón.

Figura 71. Analizador de seguridad eléctrica ESA601.



Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos biomédicos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad.

Se puede usar con la norma IEC 60601-1 y con la ANS /AAMI ES1.

Este dispositivo es de versión estadounidense y su rango de operatividad respecto a la tensión es de 90-264 V, con frecuencia de 50/60 Hz y resiste una corriente de hasta 15 A.

1. Selección de la norma

El interruptor deslizable permite la selección de la norma con la cual se desea realizar la medición ANSI/AAMI ES1 ó IEC 60601-1.

Figura 72. Selección de norma con que se va a él valuar el equipo a prueba.



➤ Seleccionar antes de iniciar la comprobación.

2. Conectar el monitor de signos vitales (MSV) al analizador en el receptáculo de prueba del analizador de seguridad eléctrica ESA601.

Figura 73. Conexión del MSV al analizador.



3. Conectar con un cable conductivo el pin de tierra del MSV que se va a comprobar, en la parte posterior del analizador ESA601. (Ver figura 74)

Figura 74. Pin de tierra del equipo.



ENCENDIDO

4. FUNCTION- SELECTION en OFF.
5. Interruptor POWER en ON. La unidad comprueba polaridad correcta y el rango de tensión de entrada C.A.

Figura 75. Botón de encendido.



- Esperar 3 seg. a que el LED este en color verde, que indica que esta encendido. Luego si todo esta correcto la pantalla muestra OFF.

ADVERTENCIA

➤ Para evitar descargas eléctricas, el control FUNCTION- SELECTION debe estar en la posición OFF siempre que conecte o desconecte un dispositivo prueba al ESA601.

6. Presione el botón de encendido del MSV para encenderlo e iniciar comprobaciones.

7. Retornar a la sección 9.1.1 en donde se encuentra el procedimiento para pruebas de corrientes de fuga de equipos biomédicos y continúe con los pasos allí descritos.

FORMATO DE PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA EQUIPOS BIOMÉDICOS.



FICHA TÉCNICA PARA TEST DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DE EQUIPOS BIOMÉDICOS

EQUIPO BIOMÉDICO: _____ ÁREA: _____ MARCA: _____ SERIE: _____ MODELO: _____	TENSIÓN DE LINEA: V POLARIDAD: BIEN MAL	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 25%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">I</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">II</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">III</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">CLASE</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td style="text-align: center;">B</td> <td style="text-align: center;">BF</td> <td style="text-align: center;">CF</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">TIPO</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		I	II	III	CLASE					B	BF	CF	TIPO			
	I	II	III															
CLASE																		
	B	BF	CF															
TIPO																		

DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA	VALORES LÍMITES (IEC 60601-1)						VALOR OBTENIDO
	CLASE I			CLASE II			
	B	BF	CF	B	BF	CF	
CORRIENTE DERIVACIÓN A TIERRA (µA)							
SFC ALIMENTACIÓN ABIERTA	1000	1000	1000				
CONDICIONES NORMALES	500	500	500				
SFC ALIMENTACIÓN INVERTIDA Y ABIERTA	1000	1000	1000				
CONDICIONES NORMALES ALIMENTACIÓN INVERTIDA	500	500	500				
CORRIENTE DERIVACIÓN CARCASA (mA)							
SFC ALIMENTACIÓN ABIERTA	500	500	500	500	500	500	
CONDICIONES NORMALES	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA	500	500	500	500	500	500	
SFC ALIMENTACIÓN INVERTIDA Y ABIERTA	500	500	500	500	500	500	
CONDICIONES NORMALES ALIMENTACIÓN INVERTIDA	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA Y ALIMENTACIÓN INVERTIDA	500	500	500	500	500	500	
CORRIENTE DERIVACIÓN A PACIENTE (mA)							
SFC ALIMENTACIÓN ABIERTA	500	500	50	500	500	50	
CONDICIONES NORMALES	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA	500	500	50				
SFC ALIMENTACIÓN INVERTIDA Y ABIERTA	500	500	50	500	500	50	
CONDICIONES NORMALES ALIMENTACIÓN INVERTIDA	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA Y ALIMENTACIÓN INVERTIDA	500	500	50				
ALIMENTACIÓN EN PARTES DEDICADAS		5000	50		5000	50	
ALIMENTACIÓN EN PARTES APLICADAS Y ALIMENTACIÓN INVERTIDA		5000	50		5000	50	

TIEMPO EMPLEADO: _____
 FIRMA: _____
 FECHA: ____/____/____

OBSERVACIONES:

BIBLIOGRAFÍA

Costa-Pau, M. 2001. *Iniciativa española para detectar y prevenir los errores médicos*. (En: <http://www.elpais.es/suplementos/salud/20010619/31iniciativa.html>).

Decreto 4725, Capítulo II, clasificación de los dispositivos médicos. Artículo 5, p. 8

IEC 60601-1; Medical electrical equipment-part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005.

IEC 60664-1: 2002, Insulation Coordination for Equipment within low-voltage systems.

La Gerencia en la Administración del Mantenimiento Hospitalario. (En: [sme.uni.edu-pe/MHospitalario.htm](http://sme.uni.edu.pe/MHospitalario.htm)).

MANUAL DE FUNCIONAMIENTO BÁSICO DE FLUKE® BIOMEDICAL, ESA601 ELECTRICAL SAFETY ANALYZER; PAG 1-25. NOVEMBER 2004 (EN ESPAÑOL). ALL RIGHTS RESERVED.

Nuestro sistema de la salud pone en peligro a los pacientes. (En: <http://www.patientprotect.com/es/danger.html>).

NTC 2050, SECCIÓN 517. INSTITUCIONES DE ASISTENCIA MÉDICA.

NTC 2050, Código Eléctrico Colombiano

NFPA No. 99, Standard for Health Care Facilities. Quincy. MA: National Fire Protection Association. 2002. Edition.

Organización Mundial de la Salud. *Calidad de la atención: seguridad del usuario*. Informe de la Secretaría 1. 109ª Reunión Comité Ejecutivo (En: www.who.int/gb/EBWHA/PDF/EB109/seb1099.pdf).

“Procedimiento de inspección y mantenimiento preventivo seguridad eléctrica de los equipos electromédicos”, Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza, Revisión: 001.00-1999

Reglamento técnico de instalaciones eléctricas-RETIE.

RETIE, ARTÍCULO 39 ° REQUISITOS ADICIONALES PARA LUGARES DE ATENCIÓN MÉDICA.

RODRÍGUEZ, E., F. Obando-Reina “diapositivas clase 3 de ingeniería clínica I”. Ciudad de Cali, Colombia, 2008.

RODRÍGUEZ, E., “Seguridad eléctrica en el diseño de equipos e instalaciones médicas”. Seminario Latinoamericano de Ingeniería Clínica. UAO, Ciudad de Cali del 7 al 9 de mayo de 2008.

RODRÍGUEZ, E., “Manual de Ingeniería Clínica” SCB. Ciudad de La Habana, Cuba, 2007.

RODRÍGUEZ, E., Obando-Reina “diapositivas clase 1 de ingeniería clínica I”. Ciudad de Cali, Colombia, 2008.

SILVA, R., *Gerencia Tecnológica de Equipos Médicos*. (En: www.ugts.usb.ve/ugts-sb/gerencia%20tecnologica.htm).

ANEXO H: FICHA ASISTENCIA CAPACITACION PERSONAL CLINICA NUESTRA SEÑORA DEL ROSARIO.

 Clínica Nuestra Señora del Rosario	CONTROL ASISTENCIA INDUCCION Y/O ENTRENAMIENTO DE EQUIPO BIOMEDICO	Código: DI-LG-01 Fecha: 2008-07-05 Versión: 01 Página: 1 DE 1
--	---	--

Fecha: 08-11-10 CNSR. Tiempo estimado: 1h 30 min
 Instructor: Victor A. Bonilla y Espeides R.
 Equipo: Capacitación Seguridad eléctrica CNSR
 Marca: _____
 Modelo: _____
 Unidad asistencial: _____

Asistente	Cargo	Turno	Firma
Endy Balanta M.	Aux. Enfermería	Mañana	Endy Balanta
MARLA JIMENA PIEDADO	Secretaria (Administración)	Día	MARLA
Maribel Estroin	Bacteriología	Día	Maribel
Diana Cress	Gestora de calidad	Mañana	Diana
Jakeline Rivas B.	Aux. Laboratorio	Día	Jakeline
Maria Fernanda Bustida	Bacteriología	Noche	Maria F.
Jos. Amanda Varga	Bacteriología	Día	Jos. A.
Angela Wiera R.	Aux. Enfermería	Día	Angela
MARLA ZULUAGA	AUX. ENFER.	DIA	MARLA
Ingrid Tangarife	AUX. ENFERMERIA	DIA	Ingrid
Katerine Britton	AUX. ENFERMERIA	DIA	Katerine
Flore A. LIBRERO A.	AUX. LABORATORIO	Noche	Flore
Yamileth Rivas Ortiz	AUX. LABORATORIO	Día	Yamileth
William Andres psalinas	Aux. de tech.	Mañana	William
Ana cotacio	Servicio Generales	tarde	Ana
Fabíola Conzaga	Servicio Generales	tarde	Fabíola
Miguel Domínguez	Servicios Generales	tarde	Miguel
Gloria Rivas	Servicios Generales	tarde	Gloria
Sami Monstán	Servicios Generales	tarde	Sami
Zulbey Murillo	Servicios Generales	tarde	Zulbey
Lucy Aguirre	Servicios Generales	tarde	Lucy
Monica al. S. de la Cruz	AUXILIAR DE LABORATORIO	DIA	Monica
Ana Milena Cossio Valencia	Serv. Generales	TARDE	Ana M.
Yolanda Puriago	Serv. Generales	Tar de	Yolanda
Jonathan Espinoza Gomez	AUX. MTC	Mañana/tarde	Jonathan

Fecha: 15-X/10 CDSR Tiempo estimado: 1 h 30 min
Instructor: Víctor A. Bonilla C. y Esneider R.
Equipo: Capacitador ~~segunda~~ eléctrica CDSR
Marca: _____
Modelo: _____
Unidad asistencial: _____

Asistente	Cargo	Turno	Firma
Adriana P. David R	Enf. Carg. Urgen	completo	Adriana David R
Pilar Carrillo	Aux. Enf. Urg	completo	Pilar Carrillo
Elvira Alvarez R	Aux. Enf. Urg	completo	Elvira Alvarez R
Danny Sanchez A	aux. enf. urg	completo	
Marley Mosquera	Servicios Gen. Urg.	completo	Marley Mosquera
Yara Alejandra Gilmao	servicio al cliente	completo	Yara Alejandra Gilmao
Alexandra Valencia S.	Gestión de Calidad	completo	
Yuremy PAREMIS	Aux. de enfermería	completo	Yuremy PAREMIS
Alba Lucia Garcia	Servicios Generales	completo	Alba Garcia
IVTORI COMACIO	Servicio General	completo	Nora Comacicio
Piedad Moran	Servicios Generales	completo	Piedad Moran
Dagnelli Burbuaga	Servicios Generales	completo	Dagnelli Burbuaga
Luz Adriana Ballesteros	Aux. Servicios Gles	dia libre	Luz Adriana B
Jacteline Chacarrero	Servicios Generales	completo	Jacteline Chacarrero
Einar Yan Toledo	Servicios Generales	completo	Einar Yan Toledo
Adriana Rebolledo	Enfermera	mañana	Adriana Rebolledo
Dianah Mosquera	Aux. Enfermería	tarde	Dianah Mosquera
Anyela Vargas	Aux. enfermería	tarde	Anyela V
Rosa Mena Prieto	Aux. enfermería	tarde	Rosa Mena Prieto
Patricia Quinayaso	Aux. enfermería	tarde	Patricia Quinayaso
Ana Isabel Ledesma	Aux. Enfermería	Tarde	Ana Isabel L.

ANEXO I: FICHA TECNICA, PRUEBAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA.



FICHA TECNICA PARA TEST DE SEGURIDAD ELÉCTRICA DE EQUIPOS BIOMÉDICOS

EQUIPO BIOMÉDICO: _____ ÁREA: _____ MARCA: _____ SERIE: _____ MODELO: _____	TENSION DE LINEA: V POLARIDAD: BIEN MAL <div style="border: 1px solid black; width: 40px; height: 20px; margin: 2px;"></div> <div style="border: 1px solid black; width: 40px; height: 20px; margin: 2px;"></div>	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr> <td></td> <td>I</td> <td>II</td> <td>III</td> </tr> <tr> <td>CLASE</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>B</td> <td>BF</td> <td>CF</td> </tr> <tr> <td>TIPO</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		I	II	III	CLASE					B	BF	CF	TIPO			
	I	II	III															
CLASE																		
	B	BF	CF															
TIPO																		

VALORES LIMITES (IEC 60601-1)						
	CLASE I			CLASE II		
	B	BF	CF	B	BF	CF

DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA	B	BF	CF	B	BF	CF	VALOR OBTENIDO
CORRIENTE DERIVACIÓN A TIERRA (µA)							
IPC ALIMENTACIÓN ABIERTA	1000	1000	1000				
CONEXIONES NORMALES	500	500	500				
SFC ALIMENTACIÓN INVERTIDA Y ABIERTA	1000	1000	1000				
CONEXIONES NORMALES ALIMENTACIÓN INVERTIDA	500	500	500				
CORRIENTE DERIVACIÓN CARCASA (mA)							
SFC ALIMENTACIÓN ABIERTA	500	500	500	500	500	500	
CONEXIONES NORMALES	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA	500	500	500	500	500	500	
SFC ALIMENTACIÓN INVERTIDA Y ABIERTA	500	500	500	500	500	500	
CONEXIONES NORMALES ALIMENTACIÓN INVERTIDA	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA Y ALIMENTACIÓN INVERTIDA	500	500	500	500	500	500	
CORRIENTE DERIVACIÓN A PACIENTE (µA)							
SFC ALIMENTACIÓN ABIERTA	500	500	50	500	500	50	
CONEXIONES NORMALES	100	100	10	100	100	10	
SFC TIERRA ABIERTA	500	500	50				
SFC ALIMENTACIÓN INVERTIDA Y ABIERTA	500	500	50	500	500	50	
CONEXIONES NORMALES ALIMENTACIÓN INVERTIDA	100	100	10	100	100	10	
IPC TIERRA ABIERTA Y ALIMENTACIÓN INVERTIDA	500	500	50				
ALIMENTACIÓN EN PARTES APLICADAS				5000	50	50	
ALIMENTACIÓN EN PARTES APLICADAS Y ALIMENTACIÓN INVERTIDA				5000	50	50	

TIEMPO EMPLEADO: _____
FIRMA: _____
FECHA: ____/____/____

OBSERVACIONES:

ANEXO J: INFORMACIÓN, EVALUACIÓN DE FUERZA MECÁNICA EN RECEPTÁCULOS

<u>ITEM</u>	<u>AREA</u>	<u>TIPO- RECEPTACULO</u>	<u>RECEPTACUL O</u>	<u>PAS O</u>	<u>FALL O</u>
1	QUIROFANO-1	Hospitalario	1		X
2	QUIROFANO-1	Hospitalario	2		X
3	QUIROFANO-1	Hospitalario	3	X	
4	QUIROFANO-1	Hospitalario	4	X	
5	QUIROFANO-1	Hospitalario	5	X	
6	QUIROFANO-1	Hospitalario	6	X	
7	QUIROFANO-1	Hospitalario	7		X
8	QUIROFANO-1	Hospitalario	8		X
9	QUIROFANO-2	Hospitalario	1		X
10	QUIROFANO-2	Hospitalario	2	X	
11	QUIROFANO-2	Hospitalario	3	X	
12	QUIROFANO-2	Hospitalario	4	X	
13	QUIROFANO-2	Hospitalario	5		X
14	QUIROFANO-2	Hospitalario	6	X	
15	QUIROFANO-2	Hospitalario	7	X	
16	QUIROFANO-2	Hospitalario	8	X	
17	QUIROFANO-3	Hospitalario	1		X
18	QUIROFANO-3	Hospitalario	2		X
19	QUIROFANO-3	Hospitalario	3	X	
20	QUIROFANO-3	Hospitalario	4	X	

21	QUIROFANO-3	Hospitalario	5	X	
22	QUIROFANO-3	Hospitalario	6	X	
23	QUIROFANO-3	Hospitalario	7	X	
24	QUIROFANO-3	Hospitalario	8		X
25	QUIROFANO-4	Hospitalario	1	X	
26	QUIROFANO-4	Hospitalario	2	X	
27	QUIROFANO-4	Hospitalario	3	X	
28	QUIROFANO-4	Hospitalario	4	X	
29	QUIROFANO-4	Hospitalario	5	X	
30	QUIROFANO-4	Hospitalario	6	X	
31	QUIROFANO-4	Hospitalario	7	X	
32	QUIROFANO-4	Hospitalario	8	X	
TOTAL				23	9
33	UCI-211	Hospitalario	1	X	
34	UCI-211	Hospitalario	2	X	
35	UCI-211	Hospitalario	3	X	
36	UCI-211	Hospitalario	4	X	
37	UCI-211	Hospitalario	5	X	
38	UCI-211	Hospitalario	6	X	
39	UCI-211	Hospitalario	7	X	
40	UCI-211	Hospitalario	8	X	
41	UCI-212	Hospitalario	1	X	
42	UCI-212	Hospitalario	2	X	
43	UCI-212	Hospitalario	3	X	
44	UCI-212	Hospitalario	4	X	
45	UCI-212	Hospitalario	5	X	
46	UCI-212	Hospitalario	6	X	
47	UCI-212	Hospitalario	7	X	
48	UCI-212	Hospitalario	8	X	
49	UCI-213	Hospitalario	1	X	

50	UCI-213	Hospitalario	2	X	
51	UCI-213	Hospitalario	3	X	
52	UCI-213	Hospitalario	4	X	
53	UCI-213	Hospitalario	5	X	
54	UCI-213	Hospitalario	6	X	
55	UCI-213	Hospitalario	7	X	
56	UCI-213	Hospitalario	8	X	
57	UCI-214	Hospitalario	1	X	
58	UCI-214	Hospitalario	2	X	
59	UCI-214	Hospitalario	3	X	
60	UCI-214	Hospitalario	4	X	
61	UCI-214	Hospitalario	5	X	
62	UCI-214	Hospitalario	6	X	
63	UCI-214	Hospitalario	7	X	
64	UCI-214	Hospitalario	8	X	
65	UCI-215	Hospitalario	1	X	
66	UCI-215	Hospitalario	2	X	
67	UCI-215	Hospitalario	3	X	
68	UCI-215	Hospitalario	4	X	
69	UCI-215	Hospitalario	5	X	
70	UCI-215	Hospitalario	6	X	
71	UCI-215	Hospitalario	7	X	
72	UCI-215	Hospitalario	8	X	
73	UCI-216	Hospitalario	1	X	
74	UCI-216	Hospitalario	2	X	
75	UCI-216	Hospitalario	3	X	
76	UCI-216	Hospitalario	4	X	
77	UCI-216	Hospitalario	5	X	
78	UCI-216	Hospitalario	6	X	
79	UCI-216	Hospitalario	7	X	
80	UCI-216	Hospitalario	8	X	
81	UCI-217	Hospitalario	1	X	
82	UCI-217	Hospitalario	2	X	
83	UCI-217	Hospitalario	3	X	
84	UCI-217	Hospitalario	4	X	
85	UCI-217	Hospitalario	5	X	
86	UCI-217	Hospitalario	6	X	
87	UCI-217	Hospitalario	7	X	
88	UCI-217	Hospitalario	8	X	
89	UCI-218	Hospitalario	1	X	

90	UCI-218	Hospitalario	2	X	
91	UCI-218	Hospitalario	3	X	
92	UCI-218	Hospitalario	4	X	
93	UCI-218	Hospitalario	5	X	
94	UCI-218	Hospitalario	6	X	
95	UCI-218	Hospitalario	7	X	
96	UCI-218	Hospitalario	8	X	
97	UCI-219	Hospitalario	1	X	
98	UCI-219	Hospitalario	2	X	
99	UCI-219	Hospitalario	3	X	
100	UCI-219	Hospitalario	4	X	
101	UCI-219	Hospitalario	5	X	
102	UCI-219	Hospitalario	6	X	
103	UCI-219	Hospitalario	7	X	
104	UCI-219	Hospitalario	8	X	
105	UCI-220	Hospitalario	1	X	
106	UCI-220	Hospitalario	2	X	
107	UCI-220	Hospitalario	3	X	
108	UCI-220	Hospitalario	4	X	
109	UCI-220	Hospitalario	5	X	
110	UCI-220	Hospitalario	6	X	
111	UCI-220	Hospitalario	7	X	
112	UCI-220	Hospitalario	8	X	
113	UCI-221	Hospitalario	1	X	
114	UCI-221	Hospitalario	2	X	
115	UCI-221	Hospitalario	3	X	
116	UCI-221	Hospitalario	4	X	
117	UCI-221	Hospitalario	5	X	
118	UCI-221	Hospitalario	6	X	
119	UCI-221	Hospitalario	7	X	
120	UCI-221	Hospitalario	8	X	
121	UCI-222	Hospitalario	1	X	
122	UCI-222	Hospitalario	2	X	
123	UCI-222	Hospitalario	3	X	
124	UCI-222	Hospitalario	4	X	
125	UCI-222	Hospitalario	5	X	
126	UCI-222	Hospitalario	6	X	
127	UCI-222	Hospitalario	7	X	
128	UCI-222	Hospitalario	8	X	
129	UCI-223	Hospitalario	1	X	

130	UCI-223	Hospitalario	2	X	
131	UCI-223	Hospitalario	3	X	
132	UCI-223	Hospitalario	4	X	
133	UCI-223	Hospitalario	5	X	
134	UCI-223	Hospitalario	6	X	
135	UCI-223	Hospitalario	7	X	
136	UCI-223	Hospitalario	8	X	
137	UCI-224	Hospitalario	1	X	
138	UCI-224	Hospitalario	2	X	
139	UCI-224	Hospitalario	3	X	
140	UCI-224	Hospitalario	4	X	
141	UCI-224	Hospitalario	5	X	
142	UCI-224	Hospitalario	6	X	
143	UCI-224	Hospitalario	7	X	
144	UCI-224	Hospitalario	8	X	
145	UCI-225	Hospitalario	1	X	
146	UCI-225	Hospitalario	2	X	
147	UCI-225	Hospitalario	3	X	
148	UCI-225	Hospitalario	4	X	
149	UCI-225	Hospitalario	5	X	
150	UCI-225	Hospitalario	6	X	
151	UCI-225	Hospitalario	7	X	
152	UCI-225	Hospitalario	8	X	
153	UCI-226	Hospitalario	1	X	
154	UCI-226	Hospitalario	2	X	
155	UCI-226	Hospitalario	3	X	
156	UCI-226	Hospitalario	4	X	
157	UCI-226	Hospitalario	5	X	
158	UCI-226	Hospitalario	6	X	
159	UCI-226	Hospitalario	7	X	
160	UCI-226	Hospitalario	8	X	
161	UCI-227	Hospitalario	1	X	
162	UCI-227	Hospitalario	2	X	
163	UCI-227	Hospitalario	3	X	
164	UCI-227	Hospitalario	4	X	
165	UCI-227	Hospitalario	5	X	
166	UCI-227	Hospitalario	6	X	
167	UCI-227	Hospitalario	7	X	
168	UCI-227	Hospitalario	8	X	
169	UCI-228	Hospitalario	1	X	

170	UCI-228	Hospitalario	2	X	
171	UCI-228	Hospitalario	3	X	
172	UCI-228	Hospitalario	4	X	
173	UCI-228	Hospitalario	5	X	
174	UCI-228	Hospitalario	6	X	
175	UCI-228	Hospitalario	7	X	
176	UCI-228	Hospitalario	8	X	
TOTAL				144	0

ANEXO K. VALOR DE EQUIPOTENCIALIDAD EQUIPOS-ENTORNO EN UCIS [V]

PRUEBA	QUIROFANO	M1	M2	M3	M4	M5	MEDIA
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-211	0,0020	0,026	0,018	0,424	0,0015	0,0929
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-211	0,0010	0,027	0,019	0,425	0,0005	0,0939
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-211	0,004	0,032	0,024	0,43	0,0045	0,0989
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-212	0,0005	0,0285	0,0205	0,4265	0,0010	0,0954
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-212	0,0015	0,0295	0,0215	0,4275	0,002	0,0964
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-212	0,0045	0,0235	0,0155	0,4215	0,0040	0,0904
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-213	0,0070	0,021	0,013	0,419	0,0065	0,0879
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-213	0,0095	0,0185	0,0105	0,4165	0,0090	0,0854
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-213	0,5345	0,5625	0,5545	0,9605	0,535	0,6294
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-214	0,0530	0,0250	0,0330	0,373	0,0525	0,0419
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-214	0,0555	0,0275	0,0355	0,3705	0,0550	0,0394
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-214	0,8345	0,8625	0,8545	1,2605	0,835	0,9294
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-215	0,832	0,86	0,852	1,258	0,8325	0,9269
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-215	0,5395	0,5675	0,5595	0,9655	0,54	0,6344
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-215	0,537	0,565	0,557	0,963	0,5375	0,6319
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-216	0,0120	0,016	0,008	0,414	0,0115	0,0829
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-216	0,0320	0,0040	0,0120	0,394	0,0315	0,0629
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-216	0,0345	0,0065	0,0145	0,3915	0,0340	0,0604
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-217	0,0330	0,0050	0,0130	0,393	0,0325	0,0619
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-217	0,0355	0,0075	0,0155	0,3905	0,0350	0,0594
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-217	0,0380	0,0100	0,0180	0,388	0,0375	0,0569
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-218	0,0405	0,0125	0,0205	0,3855	0,0400	0,0544
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-218	0,0430	0,0150	0,0230	0,383	0,0425	0,0519
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-218	0,0455	0,0175	0,0255	0,3805	0,0450	0,0494
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-219	0,0480	0,0200	0,0280	0,378	0,0475	0,0469
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-219	0,0145	0,0135	0,0055	0,4115	0,0140	0,0804
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-219	0,0170	0,011	0,003	0,409	0,0165	0,0779
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-220	0,0295	0,0015	0,0095	0,3965	0,0290	0,0654
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-220	0,0580	0,0300	0,0380	0,368	0,0575	0,0369
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-220	0,0505	0,0225	0,0305	0,3755	0,0500	0,0444
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-221	0,0245	0,0035	0,0045	0,4015	0,0240	0,0704
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-221	0,0655	0,0375	0,0455	0,3605	0,0650	0,0294
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-221	0,0680	0,0400	0,0480	0,358	0,0675	0,0269
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-222	0,0705	0,0425	0,0505	0,3555	0,0700	0,0244
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-222	0,2445	0,2725	0,2645	0,6705	0,245	0,3394
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-222	0,242	0,27	0,262	0,668	0,2425	0,3369
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-223	0,2395	0,2675	0,2595	0,6655	0,24	0,3344
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-223	0,237	0,265	0,257	0,663	0,2375	0,3319
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-223	0,2345	0,2625	0,2545	0,6605	0,235	0,3294
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-224	0,232	0,26	0,252	0,658	0,2325	0,3269
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-224	0,2295	0,2575	0,2495	0,6555	0,23	0,3244
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-224	0,5445	0,5725	0,5645	0,9705	0,545	0,6394
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-225	0,542	0,57	0,562	0,968	0,5425	0,6369
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-225	0,0605	0,0325	0,0405	0,3655	0,0600	0,0344
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-225	0,0630	0,0350	0,0430	0,363	0,0625	0,0319
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-226	0,0270	0,001	0,0070	0,399	0,0265	0,0679
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-226	0,532	0,56	0,552	0,958	0,5325	0,6269
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-226	0,5295	0,5575	0,5495	0,9555	0,53	0,6244
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-227	0,8445	0,8725	0,8645	1,2705	0,845	0,9394
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-227	0,842	0,87	0,862	1,268	0,8425	0,9369
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-227	0,8395	0,8675	0,8595	1,2655	0,84	0,9344
EQUIPO DE PRUEBA VS EQUIPO B	UCI-228	0,837	0,865	0,857	1,263	0,8375	0,9319
EQUIPO DE PRUEBA VS SUPERFICIE METALICA	UCI-228	0,0195	0,0085	0,0005	0,4065	0,0190	0,0754
EQUIPO DE PRUEBA VS CAMA ELECTRICA	UCI-228	0,0220	0,006	0,0020	0,404	0,0215	0,0729

ANEXO L: TENSIONES PROMEDIO PARA UCIS.

FASE- NEUTRO	UC11	UC12	UC13	UC14	UC15	UC16	UC17	UC18	UC19	UC20	UC21	UC22	UC23	UC24	UC25	UC26	UC27	UC28
1	122, 18	122, 28	122, 34	121, 1	123, 32	120, 9	123, 22	119, 71	122, 5	122, 5	122, 19	123, 52	122, 4	123, 72	122, 1	122, 64	122, 29	123, 6
2	122, 35	122, 4	122, 21	121, 3137 5	123, 12	120, 67	123, 02	120, 03	122, 655	122, 4075	121, 5137 5	123, 3275	121, 7137 5	123, 5275	121, 4137 5	122, 507 5	121, 6138	123, 4275
3	122, 0063	122, 0763	122, 2263	121, 3050	122, 9788	120, 5288	122, 8788	120, 3650	122, 2763	122, 4263	121, 5050	123, 1788	121, 7050	123, 3788	121, 4050	122, 526 3	121, 6050	123, 2788
4	122, 24	122, 57	122, 26	121, 3	122, 3	120, 120	122, 2	120, 1	122, 71	122, 46	121, 53	123, 123	121, 73	122, 7	121, 43	122, 56	121, 63	122, 6
5	121, 4700	121, 5700	122, 2025	122, 1250	122, 2925	119, 8425	122, 1925	121, 6700	121, 7700	122, 4025	122, 3250	122, 4925	122, 5250	122, 6925	122, 2250	122, 502 5	122, 42	122, 5
6	122	121, 1	121, 12	122, 1	122, 1	120, 1	122, 44	122, 44	122, 04	122, 09	122, 26	122, 74	122, 46	122, 94	122, 1625	122, 19	122, 36	122, 84
7	122, 3275	122, 4275	121, 5375	122, 0938	122, 2413	119, 7913	122, 1413	122, 4825	122, 6275	121, 7375	122, 2938	122, 4413	122, 4938	122, 6413	122, 1938	121, 837 5	122, 3938	122, 5413
8	122, 6662 5	122, 7662 5	121, 2187 5	122, 0787 5	122, 2187 5	119, 7687 5	122, 1187 5	122, 3887 5	122, 9662 5	121, 4187 5	122, 2787 5	122, 4187 5	122, 4787 5	122, 6187 5	122, 1787 5	121, 797 5	122, 3787 5	122, 5187 5
Promedio Voltaje Total	122, 13	122, 25	121, 99	121, 79	122, 64	120, 19	122, 54	121, 14	122, 45	122, 19	121, 99	122, 84	122, 19	123, 04	121, 89	122, 32	122, 09	122, 94

FASE-TIERRA	UC1 1	UC12	UC1 3	UC1 4	UC1 5	UC1 6	UC1 7	UC18	UC19	UC2 0	UC2 1	UC2 2	UC2 3	UC2 4	UC2 5	UC2 6	UC2 7	UC2 8
1	121, 8087 5	121,9 0875	122, 0262 5	121, 5625	122	119, 55	121, 9	120,1 6337 5	122,1 0875	122, 2262 5	121, 7625	122, 2	121, 9625	122, 4	121, 6625	122, 3262 5	121, 8625	122, 3
2	121, 7100	121,8 100	122, 0350	121, 5538	122, 4088	119, 9588	122, 3088	120,2 338	122,0 100	122, 2350	121, 7538	122, 6088	121, 9538	122, 8088	121, 6538	122, 3350	121, 8538	122, 7088
3	122, 0062 5	122,1 0625	122, 0575	121, 2512 5	122, 55	120, 1	122, 45	120,4 525	122,3 0625	122, 2575	121, 4512 5	122, 75	121, 6512 5	122, 95	121, 3512 5	122, 3575	121, 5512 5	122, 85
4	121, 9675	122,0 675	121, 9975	121, 4975	122, 5075	120, 0575	122, 4075	119,8 363	122,2 675	122, 1975	121, 6975	122, 7075	121, 8975	122, 9075	121, 5975	122, 2975	121, 7975	122, 8075
5	123, 463	122,7 9212 5	121, 3912 5	121, 66	122, 4762 5	120, 0262 5	122, 3762 5	122,0 2337 5	122,9 9212 5	121, 5912 5	121, 86	122, 5	122, 06	122, 5	121, 76	121, 6912 5	121, 96	122, 7762 5
6	123, 2350	122,9 675	121, 3350	122, 1309	122, 4275	119, 9775	122, 3275	121,4 113	123,1 675	121, 5350	122, 3309	122, 6275	122, 5309	122, 8275	122, 2309	121, 6350	122, 4309	122, 7275
7	122, 6837 5	122,7 8375	121, 3587 5	122, 1725	122, 0925	119, 6425	121, 9925	122,9 125	122,9 8375	121, 5587 5	122, 3725	122, 2925	122, 5725	122, 4925	122, 2725	121, 6587 5	122, 4725	122, 3925
8	122, 3500	122,4 500	121, 4975	122, 0313	122, 2613	119, 8113	122, 1613	122,8 743	122,6 500	121, 6975	122, 2313	122, 4613	122, 4313	122, 6613	122, 1313	121, 7975	122, 3313	122, 5613
Promedio Voltaje Total	122, 40	122,3 6	121, 71	121, 73	122, 34	119, 89	122, 24	121,2 4	122,5 6	121, 91	121, 93	122, 54	122, 13	122, 74	121, 83	122, 01	122, 03	122, 64

NEUTRO-TIERRA	UC1 1	UC12	UC13	UC14	UC15	UC16	UC17	UC1 8	UC19	UC20	UC21	UC22	UC23	UC24	UC25	UC2 6	UC27	UC28
1	0,26 0	0,360	0,17	0,17	0,22	0,32	0,41	0,46	0,56	0,37	0,37	0,42	0,57	0,62	0,27	0,4 7	0,47	0,52
2	0,30	0,32	0,17	0,14	0,17	0,27	0,07	0,40	0,52	0,37	0,34	0,37	0,54	0,57	0,24	0,4 7	0,44	0,47
3	0,27 67	0,322 2	0,221 9	0,170 2	0,181 4	0,281 4	0,081 4	0,38 76	0,522 2	0,421 9	0,370 2	0,381 4	0,570 2	0,581 4	0,270 2	0,5 219	0,470 2	0,481 4
4	0,27 037 5	0,275 1	0,220 6625	0,157 375	0,177 4625	0,277 4625	0,077 4625	0,31 805	0,475 1	0,427 1625	0,357 375	0,377 4625	0,557 375	0,577 4625	0,257 375	0,5 242	0,457 375	0,477 4625
5	0,57 67	0,404 8	0,166 3	0,383 0	0,228 0	0,328 0	0,128 0	0,17 93	0,604 8	0,366 3	0,583 0	0,428 0	0,783 0	0,628 0	0,483 0	0,4 663	0,683 0	0,528 0
6	0,37 667 5	0,408 0875	0,073 75	0,401 1125	0,199 1375	0,299 1375	0,099 1375	0,39 755	0,608 0875	0,273 75	0,601 1125	0,399 1375	0,801 1125	0,599 1375	0,501 1125	0,3 737 5	0,701 1125	0,499 1375
7	0,36 83	0,468 3	0,176 7	0,414 7	0,167 6	0,267 6	0,067 6	0,33 22	0,668 3	0,376 7	0,614 7	0,367 6	0,814 7	0,567 6	0,514 7	0,4 767	0,714 7	0,467 6
8	0,28 11	0,381 1	0,175 3875	0,436 5625	0,214 7375	0,314 7375	0,114 7375	0,30 767 5	0,581 1	0,375 3875	0,636 5625	0,414 7375	0,836 5625	0,614 7375	0,536 5625	0,4 754	0,736 5625	0,514 7375
Promedio Voltaje Total	0,34	0,37	0,17	0,29	0,20	0,30	0,13	0,35	0,57	0,37	0,49	0,40	0,69	0,60	0,39	0,4 7	0,59	0,50

